

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”

Факультет електроніки

(назва факультету, інституту)

Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем

(назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри, проф.

—  С.А.Найда

«01»червня 2020 р.

«01»червня 2020 р.

ДИПЛОМНА РОБОТА

на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності (спеціалізації) 171 – Електроніка
(код та назва спеціальності)

на тему: Система статистичної обробки шумів серця

Виконав: студент IV курсу, групи ДГ-62
(шифр групи)

Войтенко Максим Олександрович
(прізвище, ім'я, по батькові)



(підпис)

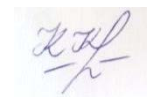
Керівник: доц. кафедри АМЕС, к.т.н., Дрозденко К.С.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)



(підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Рецензент доц. кафедри ЕПС, к.т.н., доц. Клен К.С.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)



(підпис)

Засвідчую, що у цій бакалаврській
роботі
немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент
(підпис)



Київ – 2020

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”

Факультет _____ Е л е к т р о н і к и _____
Кафедра Акустичних та мультимедійних електронних систем
Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність (спеціалізація) - 171 – Електроніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри, проф.

—  С.А.Найда
«01» червня 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу першого (бакалаврського) рівня вищої освіти студенту

Войтенко Максиму Олександровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Система статистичної обробки шумів серця

керівник проекту (роботи) Дрозденко Катерина Сергіївна, к.т.н.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1196-с

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 8 червня 2020 року

3. Вихідні дані до проекту (роботи): акустичні характеристики шумових сигналів, що виникають під час роботи серця, а саме: частотний діапазон тонів серця від 22,5 до 355 Гц (від 10 до 150 Гц), шумів – від 90 до 710 Гц (від 50 до 800 Гц).

4. Зміст (дипломної роботи) пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити) 1. Загальні відомості про анатомічну будову і сигнали, що виникають при роботі серця: будова серця; електричні та акустичні сигнали, що виникають при роботі серця. 2. Методи дослідження кардіологічних захворювань: електрокардіографія, ехокардіографія, фонокардіографія. Детальний огляд методу фонокардіографії, пристроїв, що використовуються при записі фонокардіограми, опис проведення дослідження та аналізу отриманих даних. 3. Розробка функціональної схеми розроблюваної системи та огляд основних блоків системи. Вибір елементної бази для реалізації системи.

4. Методи статистичної обробки шумів серця. Модель сигналу, методи оцінки спектральної щільності.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) Ілюстративний матеріал (презентація в Power Point).

6. Перелік наукових публікацій: Войтенко М. О. Система статистичної обробки шумів серця / М.О. Войтенко, К.С. Дрозденко // Наука без кордонів: ХХХ міжнародна науково-практична інтернет-конференція "Травневі наукові читання", 12 травня 2020 р.: збірник наукових робіт. – Луцьк, 2020. – С. 6-10.

7. Дата видачі завдання 13 квітня 2020 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Загальні відомості про анатомічну будову і сигнали, що виникають при роботі серця	4.05.2020	виконано
2	Методи і пристрої дослідження кардіологічних захворювань	18.05.2020р.	виконано
3	Розробка функціональної схеми системи статистичної обробки шумів серця	28.05.2020р.	виконано
4	Статистична обробка шумів серця	4.06.2020р.	виконано
5.	Оформлення пояснювальної записки до дипломної роботи та ілюстративного матеріалу	7.06.2020р.	виконано

Студент гр. ДГ-62



Войтенко М.О.

Керівник роботи



Дрозденко К.С.

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи першого (бакалаврського) рівня вищої освіти
студента кафедри акустичних та мультимедійних електронних систем
факультету електроніки Національного технічного університету України
«Київський політехнічний інститут імені І. Сікорського»

Войтенка Максима Олександровича

на тему: «Система статистичної обробки шумів серця»

Київ – 2020

РЕФЕРАТ

Система статистичної обробки шумів серця // Дипломна робота на здобуття ступеня вищої освіти «бакалавр». Войтенко М. О. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Факультет електроніки, кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем, група ДГ-62. – К.:НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського», 2020 с. – 68, рис. – 16, табл. – 7.

В даній роботі розглядається можливість побудови системи статистичної обробки шумів серця на основі вдосконалення класичних фонокардіографів шляхом використання персонального комп'ютеру з відповідним програмним забезпеченням для автоматизації постановки діагнозу та ряду інших функцій, котрі допомагають лікарю при діагностуванні захворювань серця та судин. Також приділено увагу вивченню питань, які стосуються роботи серця та огляду різних методів дослідження кардіологічних захворювань.

Ключові слова: кардіологія, шуми серця, фонокардіографія, фонокардіограма, статистична обробка.

ABSTRACT

System of heart noises statistical processing // Graduate work for obtaining the degree of higher education “Bachelor”. Voitenko M. O. National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”. Faculty of Electronics, Department of Multimedia and Acoustic Electronic Systems, group DG-62. – K.: NTUU “KPI”, 2020 p. – 68, fig. – 16, tab. – 7.

The opportunity of heart noises statistical processing system building that based on improving of classic phonocardiography devices using a computer and appropriate software for automatic diagnosis and some other functions is considering. Attention is also paid to investigation of issues devoted to the heart work and the examination of cardiac diseases diagnostics different methods.

Key words: cardiology, heart noises, phonocardiography, phonocardiogram, statistical processing.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів і скорочень.....	9
Вступ	10
Розділ 1. Загальні відомості про анатомічну будову і сигнали, що виникають при роботі серця.....	12
1.1.Будова серця.....	12
1.2. Сигнали, що виникають при роботі серця.....	15
1.2.1. Електричні сигнали.....	15
1.2.2. Акустичні сигнали.....	16
1.3. Висновки.....	22
Розділ 2. Методи і пристрої дослідження кардіологічних захворювань.....	23
2.1. Метод електрокардіографії.....	23
2.2. Метод ехокардіографії.....	26
2.3. Метод фонокардіографії.....	27
2.3.1 Загальна інформація.....	28
2.3.2 Принцип побудови фонокардіографів.....	31
2.3.3 Запис і аналіз фонокардіограми.....	33
2.4. Висновки.....	38
Розділ 3. Розробка функціональної схеми системи статистичної обробки шумів серця	39
3.1. Призначення системи та її основні функції.....	39
3.2. Структурна схема.....	40
3.3. Приймальний блок.....	42
3.3.1. Система датчиків.....	43
3.3.2. Система підсилювачів.....	45
3.3.3. Система фільтрів.....	46
3.4. Аналого-цифровий перетворювач.....	49
3.5. Функціональна схема.....	52
3.6. Висновки.....	52
Розділ 4. Статистична обробка шумів серця.....	54

4.1. Модель сигналу.....	54
4.2. Метод фільтрації.....	56
4.3. Метод визначення спектральної щільності по перетворенню Фур'є	61
4.4. Висновки.....	63
Висновки.....	65
Список літератури.....	67

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

ССЗ – серцево-судинні захворювання;

УЗ – ультразвук;

УЗД – ультразвукова діагностика;

ЕКГ – електрокардіограма;

ФКГ – фонокардіограма;

ЕРС – електрорушійна сила;

НЧ – низькі частоти;

ВЧ – високі частоти;

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика;

ФНЧ – фільтр низьких частот;

ФВЧ – фільтр високих частот;

ФКС – фонокардіографічний сигнал.

ВСТУП

На сьогоднішній день проблема діагностики серцево-судинних захворювань в Україні досить актуальна. З кожним роком смертність від ССЗ збільшується, а вік людей, які хворіють – зменшується. Згідно даних за 2018 рік, загальна кількість людей працездатного віку, хворих на ССЗ, складає близько 37%. При цьому артеріальна гіпертензія посідає перше місце в списку найпоширеніших ССЗ – близько 31% всіх людей планети страждають від цього захворювання. Друге місце належить ішемічній хворобі серця – 22,3% (2% з них гострий інфаркт міокарда). Згідно загальних показників, смертність від ССЗ в Україні на 30% вище ніж в Європі.

Всі з найпоширеніших ССЗ можуть бути виявлені під час проходження діагностичних досліджень системи кровообігу. Сучасні методи дослідження надають достатньо цілісну картину згідно стану серцево-судинної системи людини.

На даний момент немає однозначної відповіді, який метод дослідження є кращим. Кожен метод має свої переваги та недоліки. Але люди досі шукають шляхи покращення цих методів – простоти проведення, підвищення точності запису і якості аналізу отриманих даних з метою надання точного висновку.

Одним із основних методів кардіологічних досліджень є метод фонокардіографії, який дозволяє реєструвати звукові явища, котрі виникають в серці та судинах під час серцевої діяльності.

Перша реєстрація звукових явищ серця була здійснена в 1893 році. Для цього був використаний телефонний мікрофон. В 1894 році був здійснений перший графічний запис тонів за допомогою струнного гальванометру. На початку XX ст. фонокардіографія інтенсивно розроблялась в теоретичному та практичному аспекті. Однак вона довго не могла використовуватись в умовах лікувальних закладів через недосконалість та низьку чутливість пристроїв реєстрації. Використання електричної техніки (в тому числі НЧ підсилювачів) збільшило можливості звукозаписуючих пристроїв. Це дало можливість здійснювати реєстрацію звукових явищ серця в залежності від їх частотної

характеристики. Подальший розвиток методу визначався успіхом електроакустики та розробки основних принципів експериментальної та клінічної фонокардіографії.

На сьогоднішній день фонокардіографія не отримала відповідного розвитку в порівнянні з іншими методами діагностики, хоча даний метод є досить інформативним. Дотепер розшифрування фонокардіограм та визначення діагнозу є суб'єктивним рішенням лікаря, тому досить часто виникають неточності та помилки. Виходячи зі сказаного вище впливає, що розробка системи статистичної обробки шумів серця з використанням персонального комп'ютера та відповідного програмного забезпечення є досить актуальною. Це дасть змогу не тільки записувати фонокардіограму, але й відображати її на моніторі; автоматично вимірювати та порівнювати амплітудні, частотні та часові характеристики; виконувати автоматичний аналіз та інтерпретацію фонокардіографічних досліджень; вести базу даних результатів діагностики та виконувати ряд інших функцій, які зможуть облегшити роботу лікаря.

В першому розділі роботи розглянуто основні відомості про будову серця, функції та типи сигналів, що виникають в серці під час його функціонування. Також приділена увага основним тонам, які складають серцевий цикл, та їх особливостям.

В другому розділі проведений короткий огляд методів, котрі найчастіше використовують для дослідження кардіологічних захворювань. Основну увагу приділено розгляду класичних фонокардіографів, а також іншим запитанням, що стосуються особливостей фонокардіографічного дослідження.

В третьому розділі увагу зосереджено на розробленні структурної та функціональної схем системи, детально описано їх блоки. Обрані пристрої, які відповідають вимогам, що висуваються до системи.

В четвертому розділі увага приділяється моделі досліджуваного сигналу, а також методам статистичної обробки отриманих в ході дослідження сигналів.

РОЗДІЛ 1

ЗАГАЛЬНІ ВІДОМОСТІ ПРО АНАТОМІЧНУ БУДОВУ І СИГНАЛИ, ЩО ВИНИКАЮТЬ ПРИ РОБОТІ СЕРЦЯ

1.1. Будова серця

Серце – порожнинний м'язовий орган, який знаходиться в нижній частині середостіння, більша частина його передньої поверхні перекрита легеньми. Стінка серця складається з трьох шарів: зовнішній (епікард); середній (міокард); внутрішній шар (ендокард).

Перикардіальну порожнину описують як два «мішка»: сумка навколо серця має вигляд двох вкладених один в інший серозних мішків – зовнішнього (перикард) та внутрішнього (епікард), при чому у гирла судин стінки одного мішка переходять в стінки іншого мішка. В порожнині внутрішнього мішка знаходиться серце, і епікард пружно зрощений з міокардом, а перикард вільно оточує серце. Між періетальним (зовнішнім) та вісцеральним (внутрішнім) листками є вузька щілина – порожнина навколосерцева сумка, в якій є невелика кількість перикардіальної рідини.

Загальні відомості про форму, розміри та характеристики серця:

- Середня вага серця людини складає 250-360 грам;
- Кількість серцевих скорочень в стані спокою в нормі становить 60-80 ударів в хвилину;
- Розміри серця можна зрівняти з середнім за розмірами кулаком людини;
- Серце має форму конуса (розширену верхню частину називають основою, а більш вузьку нижню частину – верхівкою);
- Довга вісь серця розташована під кутом 40-45 градусів до сагітальної площини грудної клітини.

Серце складається з 5 камер. Перша камера (зовнішня) складає з себе перикардіальну порожнину, обмежену ззовні тонкою та міцною оболонкою (перикардом) а всередині – міокардом (покритим епікардом), в якому знаходяться ще 4 камери, утворені міокардом: два пересердя (праве та ліве) та

два шлуночка (правий та лівий). Перикардiальна порожнина герметична, пружно облягає мiокард, покритий тонкою плiвкою – епiкардом, а передсердя та шлуночки мають клапани, якi вiдповiдають руху кровi.

Своєю зовнiшньою оболонкою (перикардом) серце крiпиться до зовнiшнiх утворенням грудної клiтини: спереду зверху, в серединi та знизу – до грудини; задня середостiнна частина зв'язана зi стравоходом, низхiдною аортою i хребетним стовпом; верхнiй вiддiл з'єднаний до стравоходу, грудної аорти та непарної вени; права та лiва середостiнна частини з'єднанi з середостiнною плеврою; нижнiй вiддiл пружно зростається з сухожильним центром дiафрагми. В свою чергу внутрiшня оболонка перикарда зв'язана з оточуючими його утвореннями пухкої з'єднувальної тканини з сiткою утвореною iз еластичних та пружних (колагенових) волокон, розташованих у в'язкiй мiжклiтиннiй речовинi, якi збiльшують мiцнiсть з'єднань.

Зовнiшнi стiнки мiокарда, покритi плiвкою епiкарду, в станi спокою щiльно прилягають до стiнок перикарда, створюючи вiртуальну щiлину через постiйний вiд'ємний (субатмосферний) тиск. Це дуже важливо для того, щоб м'язова область серця в спокої заповнювала весь об'єм перикардiальної порожнини.

Чотири камери в серцi, утворенi мiокардом, висять як «капля» в герметичнiй перикардiальнiй порожнинi, «пiдвiшенi» на рiвнi вихiдних iз серця судин, утворюючи п'яту пневмокамеру.

Отвори клапанiв серця постiйнi, оскiльки вони утворенi жорсткими фiброзними кiльцями. В товщi мiокарда знаходяться фiброзні кiльця, якi закладенi в порожнинi передсердно-шлуночкових отворiв. Iз них щiльна з'єднувальна тканина переходить в фiброзні кiльця навколо отворiв аорти i легеневого стовпа. Чотири клапанних отворiв в серце розташованi приблизно в однiй порожнинi. Цi кiльця перешкоджають розтягуванню отворiв при скороченнi мiокарду.

Вiд фiброзних кiлець мiокарду беруть початок м'язовi волокна передсердь (зверху) i шлуночкiв (знизу), завдяки чому мiокард передсердь вiдокремлений вiд мiокарду шлуночкiв, що обумовлює можливiсть їх роздiльного скорочення.

Пов'язують міокарди передсердь та шлуночків атріовентрикулярний вузол (AV) та пучок Гіса (рис. 1.1).

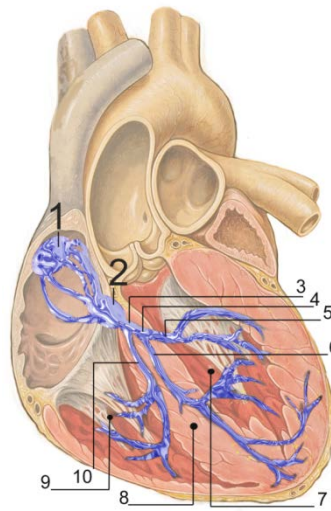


Рис.1.1. Провідна система серця:

1 – синоатріальний вузол; 2 – атріовентрикулярний вузол; 3 – пучок Гіса; 4 – ліва ніжка пучка Гіса; 5 – задня гілка лівої ніжки пучка Гіса; 6 – передня гілка лівої ніжки пучка Гіса; 7 – лівий шлуночок; 8 – міжпередсердна перетинка; 9 – правий шлуночок; 10 – права ніжка пучка Гіса

Функціонально-синусовий вузол є водієм ритму, в стані спокою та в нормі він генерує 60-90 імпульсів у хвилину, а під час фізичного навантаження частота ритму може досягати 200 імпульсів у хвилину. Швидкість проведення сигналу по передсерддю становить біля 1 м/с, і хвиля потенціалу дії досягає AV-вузла приблизно через 0,08 с після того як вона виникла. Швидкість розповсюдження збудження в передсердно-шлуночковому пучку та в дифузно-розташованих серцевих міоцитах складає 4,5-5 м/с, що в 5 разів більше швидкості розповсюдження збудження по робочому міокарду. Завдяки цьому клітини міокарда залучаються в скорочення майже одночасно.

Внутрішня частина серця утворена міокардом і складається з чотирьох камер: правого та лівого передсердя, правого та лівого шлуночків. По формі передсердя близькі до еліпсоїдів з малим ступенем витягнення, під час систоли

шлуночків вони розтягуються (пружна деформація) і від шлуночків відділяються передсердно-шлуночковою перегородкою, а з'єднуються клапанним апаратом, розташованим на жорсткій передсердно-шлуночковій перегородці: праве передсердя – правий шлуночок через тристулковий (трикуспідальний) клапан, ліве передсердя – лівий шлуночок через двостулковий (мітральний) клапан [1].

Праве передсердя заповнюється кров'ю через верхню, нижню вени (великий круг кровообігу) та венозний синус (коронарний круг), а ліве передсердя – через легеневі артерії. Шлуночки наповнюються з передсердь через тристулковий (правий) та мітральний (правий) клапани, які розташовані на жорсткій передсердно-шлуночковій перегородці.

Серцевий цикл складається з 3 фаз, котрі повторюються одна за одною і створюють цей так званий «цикл». Тривалість циклу залежить від частоти серцебиття, але середній його час складає 0,8 с.

Фази серцевого циклу:

- Систола передсердь – процес скорочення передсердь. Відбувається подача крові до шлуночків;
- Систола шлуночків – процес скорочення шлуночків. Відбувається викид крові в артеріальну систему;
- Діастола (пауза) – відбувається розслаблення передсердь і шлуночків. Час коли серце відпочиває, камери наповнюються кров'ю і відбувається постачання кров'ю міокарда (після чого знову відбувається систола передсердь і починається новий цикл).

1.2. Сигнали, що виникають при роботі серця

1.2.1. Електричні сигнали. М'язове волокно, яке знаходиться в стані спокою не є джерелом яких-небудь електричних струмів, всі клітини котрі є складовими м'язового волокна мають однакову поляризацію. Це пояснюється тим, що по внутрішній поверхні клітинної мембрани розташовуються від'ємно заряджені іони (хлору, ортофосфорної кислоти, вугільної кислоти та т.д.), а на

зовнішній – додатні (калію, натрію, кальцію, магнію та ін.). Стан в якому кліткова мембрана не є збудженою називають її статичною поляризацією. Коли процес збудження досягає кліткової оболонки, починається перехід позитивних іонів із зовнішньої поверхні на внутрішню, а від’ємних іонів з внутрішньої на зовнішню до тих пір, поки всі електричні заряди не будуть розряджені. Це електричне явище називається деполяризацією. Клітина, що знаходиться в стані збудження, прагне швидко відновити свій початковий стан. Цей процес відновлення називають реполяризацією (рис.1.4.). При реполяризації позитивно заряджені іони з внутрішньої поверхні кліткової мембрани повертаються на зовнішню, а від’ємні – на внутрішню. Таким шляхом клітина повертається в стан спокою та знову набуває однорідну поляризацію (статична поляризація). Відповідно, електричні процеси і міокарді виникають завдяки руху іонів через кліткову мембрану. Функція автоматизму здійснюється за рахунок спонтанної деполяризації, яка настає протягом діастолічної фази.

В клітинах спеціалізованих м’язових волокон зменшується потенціал спокою до граничного, відбувається повільна зміна внутрішньо молекулярних зв’язків іонів кальцію катіонами калію, а згодом процес закінчується швидкою деполяризацією з утворенням хвилі збудження (рис.1.2). Таким чином без яких-небудь зовнішніх впливів виникає імпульс [2].

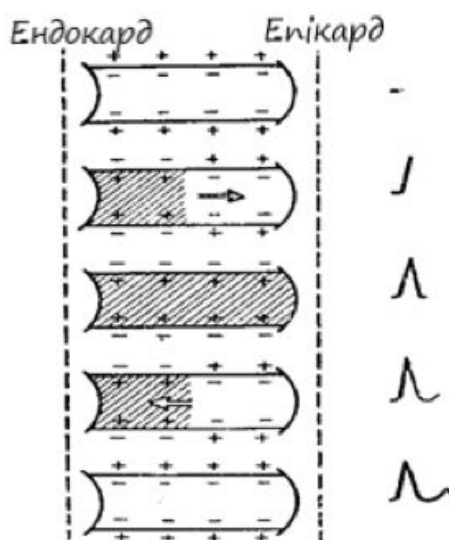


Рис. 1.2. Схема процесів преполяризації та деполяризації

1.2.2. Акустичні сигнали. Робота серця завжди супроводжується

звуками – тонами і шумами.

Звукові явища, які виникають при роботі серця, називаються серцевими тонами (рис.1.3). При роботі серця виникають 4 тони: I, II, III, IV. Однак при аускультатії серця ми можемо почути тільки I та II тони. III та IV тони низькі, тихі, вислуховуються рідко, але добре виявляються при реєстрації фонокардіограми. У здорових вислуховуються два тони: I – систолічний (під час систоли); II–діастолічний (під час діастолі).

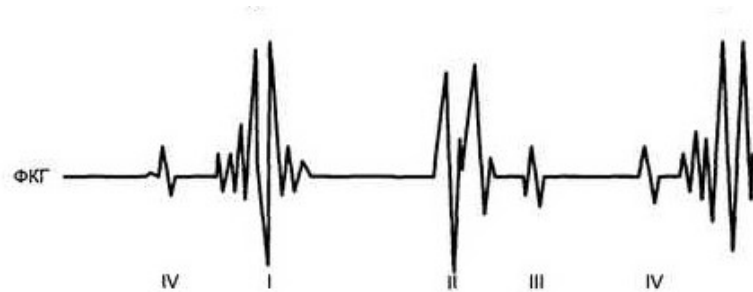


Рис.1.3.Загальний вигляд серцевих тонів на фонокардіограмі

Компоненти першого тону:

Клапанний компонент – утворений коливанням стулок передсердно-шлуночкових клапанів при вдарянні об них крові в фазі ізометричного скорочення. На частоту коливань передсердно-шлуночкових клапанів впливає швидкість скорочення шлуночків: чим швидше вони скорочуються, тим швидше зростає внутрішньо-шлуночковий тиск та звучніше I тон. Додаткову роль грає положення стулок передсердно-шлуночкових клапанів до початку систоли, яке залежить від кровонаповнення шлуночків: чим менше наповнені кров'ю шлуночки в діастолу, тим ширше відкриті стулки клапана і тим більше амплітуда їх коливань під час систоли (таблиця 1.1.).

Другий компонент – *м'язовий* – виникає в фазі асинхронного та ізометричного напруження, обумовлений коливаннями міокарда шлуночків в фазу ізометричного скорочення.

Третій компонент – *судинний* – зв'язаний з коливаннями початкових відрізків аорти та легеневого стовбуру при розтягненні їх кров'ю в період вигинання.

Компоненти другого тону:

Основний з них – *клапанний компонент* – утворюється за рахунок коливань, які виникають в початку діастоли при вдарянні крові в закриті півмісячні стулки клапанів аорти легеневого стовбуру в період розслаблення.

Другий компонент – *судинний* – пов'язаний з коливаннями початкових відрізків аорти та легеневого стовбуру при передачі коливань аорти та легеневого стовбуру.

ІІІ тон є низькочастотним – від 10 до 70 Гц, він виникає при пасивному наповненні шлуночків кров'ю (в протодіастолі). В цей час шлуночки наповнюються кров'ю на 80%. Можна сказати, що коли відкриваються А-V клапани, кров падає в шлуночки и тоді можливо почути ІІІ тон серця – від вібрації м'язів шлуночків. При цьому відбувається гідравлічний удар порцій крові об стінку шлуночків. ІІІ тон називають тоном діастолічного наповнення шлуночків, а також шлуночковим або протодіастолічним.

У здорових людей ІІІ тон дуже тихий. Це пов'язано з тим, що при хорошому діастолічному тонусі удар порції крові з передсердя амортизується нормально розслабленому міокарді шлуночка.

Відповідно до сучасних представлень ІІІ тон викликаний саме різким зупиненням розтягнення шлуночка після раннього діастолічного наповнення – при зміні фаз швидкого та повільного наповнення шлуночків. Раптовість уповільнення руху крові призводить до розтягнення шлуночка та клапанного апарата А-V з'єднання, що і породжує ІІІ тон. В кінцевому результаті раптовість уповільнення руху крові викликає коливання всієї кардіо-гемодинамічної системи. Це призводить до виникнення низькочастотних вібрацій.

ІІІ тон все ж вважається нормальним фізіологічним звуком в кожному циклі, який через низьку частотність погано прослуховується. ІІІ тон вислуховується в нормі у дітей, підлітків, та худорлявих молодих людей (таблиця 1.2.).

ІV тон – низькочастотний тихий звук, виникаючий в кінці діастоли – перед І тоном (в пресистолі). Його називають «передсердним тоном», підкреслюючи зв'язок ІVтону зі скороченням передсердь. ІV тон також називають пізно-

діастолічним або пресистолічним додатнім тоном.

IV тон, розпізнається при аускультатії – це глухий звук перед I тоном, який вислуховується дзвоном стетоскопу без надавлювання на грудну клітину. Вважається, що легше вислухати IV тон, ніж III тон. Також його вважають «тоном старіння», оскільки він з'являється при зменшенні розтягування шлуночків та відображає вікове зниження піддатливості шлуночків, тому IV тон звичайно виявляється у осіб похилого віку [3].

Таблиця 1.1

Частотний діапазон основних процесів, що формують тони серця [4]

Механізми генерації тонів серця	Частота, Гц	
	Максимум	Мінімум
Скорочення та розслаблення міокардів шлуночків	12,5	20
Вібрація крові при швидкому діастолічному наповненні шлуночків	31,5	63
Відкриття та закриття півмісячних клапанів	80	100
Відкриття та закриття стулчатих клапанів	125	160
Вібрація сухожильних ниток при їх натязі	200	400

Таблиця 1.2

Частотний діапазон важливіших аускультативних признаков (тонів) [5]

Признак	Діапазон чутності, Гц	Характерний діапазон, Гц
Нормальний I тон	22,5 – 1400	90 – 180
Глухий I тон	22,5 – 720	45 – 90
Хлопаючий I тон	22,5 – 2800	180 – 355
Нормальний II тон	22,5 – 1400	90 – 180
Металевий II тон	45 – 1400	180 – 355
III тон (в тому числі ритм галоу)	22,5 – 1400	22,5 – 90

Хлопок відкриття мітрального клапану	22,5 – 5600	180 – 355
---	-------------	-----------

Шуми є результатом турбулентності кровотоку. Найбільш розповсюдженими є систолічні шуми, пов'язані з викидами крові через аортальний та легеневий клапани в нормальному або структурно зміненому серці (таблиця 1.3.). Патологічні півмісяцеві клапани часто називають систолічними шумами вигнання, які потрібно диференціювати від функціональних шумів (шумів кровотоку). Добре чутний при аскультації шум часто викликається недостатністю мітрального або трикуспідального клапана з регургітацією крові в ліве чи праве передсердя. Таким чином, систолічний шум може бути як нормальним, так і патологічним, оскільки для них немає фізіологічного пояснення.

Турбулентність потоку крові – вид течії крові, який викликається за рахунок появи вихрових потоків під час кровообігу. Опір суто збільшується по відношенню до ламінарної течії, оскільки завихрення різко збільшують внутрішню тертя в потоці рідини. Вірогідність турбулентного руху крові в судинах збільшується прямо пропорційно до швидкості кровотоку, діаметру кровоносних судин і щільності крові, та обернено пропорційно до в'язкості крові.

Регургітація – процес руху рідини (крові) в протилежний до нормального напрямку, обумовлений скороченням стінок органу (клапану).

В появі серцевого шуму приймають участь наступні фактори:

а) Висока швидкість потоку крові через нормальний отвір; б) висока швидкість потоку крові через звужений деформований отвір; в) зворотній потік крові (регургітація) через недостатньо закритий канал.

Класифікація шумів, які вислуховуються в області серця, в справжній час достатньо широка і включає в себе наступні види:

1. По походженню: внутрішньо-серцеві та зовнішні.

2. По відношенню до фаз серцевого циклу: систолічні, діастолічні та систоло-діастолічні.
3. По відношенню до фаз діастоли серця: протодіастолічні (виникають в початку діастоли, відразу після II тону), мезодіастолічні (прослуховуються в середині діастоли), пресистолічні (з'являються в кінці діастоли перед I тоном) та голодіастолічні (вислуховуються на протязі всієї діастоли).
4. По відношенню до систоли серця: протосистолічні (ранні систолічні), мезосистолічні, пізні систолічні та пансистолічні.
5. По направленню руху крові: вигнання та регургітації.
6. По наявності враження клапанного апарату серця: органічні, функціональні та акцидентальні.
7. За формою шуму: регресні, наростаючі, ромбоподібної, стрічкоподібної [6].

Таблиця 1.3

Частотний діапазон деяких шумів

Вид шуму	Діапазон чутності, Гц	Характерний діапазон, Гц
Діастолічний шум аортальної недостатності	45 – 2800	355 – 710
Діастолічний шум мітрального стенозу	45 – 1400	90 – 180
Систолічний шум скребучий	45 – 5600	180 – 355
рокочущий	45 – 2800	90 -180
дуючий	45 – 2800	180 – 710
Шум тертя перекарду	90 – 2800	355 – 710
Шум тертя пліври	90 – 2800	710 – 1400

При вислуховуванні шуму в першу чергу визначаються: епіцентр шуму, відношення до фаз серцевої діяльності, гучність та інтенсивність, протяжність.

1.3. Висновки

1. Робота серця виникає за рахунок електричних процесів, які відбуваються в міокарді (функція автоматизму) та здійснюється завдяки збуджуваності, провідності, скороченні та тонічності серцевого м'язу. Відповідно, по зміні електричного потенціалу можна виявляти та оцінювати порушення основних функцій серцевого м'язу.
2. Робота серця завжди супроводжується напругою, періодичним рухом та коливанням окремих його частин, які можна розглядати як хвильові рухи, а отже, як основу звуків серця.
3. По частотному складу звуки серця діляться на тони та шуми. Тони серця мають характерний частотний діапазон від 22,5 до 355 Гц (від 10 до 150 Гц), а шуми – від 90 до 710 Гц (від 50 до 800 Гц).
4. Виходячи з механізмів формування тонів та шумів серця можна зробити висновок, що при різних патологічних та органічних змінах серця та судин змінюється характер тонів та до них приєднуються шуми. Дані явища можна ефективно використовувати при побудові методів діагностики кардіологічних захворювань.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ ТА ПРИСТРОЇ ДОСЛІДЖЕННЯ КАРДІОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

2.1. Метод електрокардіографії

Електрокардіографія – метод дослідження серцевого м'язу шляхом реєстрації біоелектричних потенціалів працюючого серця. По електрокардіограмі визначають частоту та ритмічність серцевої діяльності (тривалість, довжина, форма зубців та інтервалів), аналізують також деякі патологічні стани, такі як потовщення стінок того чи іншого відділів серця, порушення серцевого ритму. Можлива діагностика стенокардії, ішемічної хвороби серця, інфаркту міокарда, міокардиту, перикардиту.

Сучасний електрокардіограф влаштований по типу вимірювача напруги та має наступні частини:

1. Сприймаючий пристрій – електроди, які фіксуються на тілі людини та вловлюють виникаючу при збудженні серцевого м'язу різницю потенціалів, а також проводи відведень;
2. Підсилювач – система катодних ламп, які дозволяють збільшити дуже низьку напругу, обумовлену ЕРС, щоб цю напругу можна було зареєструвати;
3. Гальванометр для виміру величини напруги;
4. Пристрій реєстрації, що включає стрічко-протяжний механізм та лічильник часу;
5. Блок живлення.

Принцип роботи електрокардіографа можна описати наступним чином.

Скорочення міокарду викликаються імпульсами, генерація яких відбувається в синусовому вузлі та розповсюджується по провідній системі серця від початку до верхівки серця і від ендокарда до епікарду. Нормальний автоматизм синусового вузла складає 60-80 імпульсів за хвилину.

В електричній активності серця основну роль грає пересування іонів калію та натрію через мембрану міоцитів. В стані спокою (поляризації) мембрана

міоциту непроникна для цих іонів, її зовнішня поверхня заряджена позитивно, а внутрішня – негативно.

При збудженні (деполяризації) мембрани міоциту відбувається активація іонного насосу, що призводить до зменшення позитивного заряду на поверхні кліткової мембрани, клітина стає негативно зарядженою по відношенню до оточуючих не збуджених міоцитів.

Формування такого диполя призводить до виникнення електричного струму, направленого в сторону сусідніх позитивно заряджених міоцитів. Так збудження розповсюджується вздовж м'язового волокна.

Процес загасання збудження характеризується тим, що зовнішня поверхня клітини знову набуває позитивного заряду, відновлюється початковий потенціал (процес реполяризації). Розповсюдження хвилі реполяризації відбувається в напрямку протилежному деполяризації. При досягненні стану поляризації мембрана знову стає непроникною для іонів та електричний струм не виникає. Таким шляхом, серце можна розглядати як джерело струмів дії, який розташований в об'ємному провіднику (тіло людини), навколо якого виникає електричне поле. Кожне м'язове волокно являє собою елементарну систему – диполь.

З незліченних мікродиполів одиночних волокон міокарду складається сумарний диполь – електрорухома сила (ЕРС), яка має величину та напрямок, отже є векторною величиною. Напрямок ЕРС називається електричною віссю серця (ЕВС). В нормі вона розташовується паралельно анатомічній вісі серця.

ЕРС можна підсилити та зареєструвати у вигляді кривої – електрокардіограми (ЕКГ) (рис. 2.1).



Рис.2.1. Зображення сегментів, зубців та інтервалів ЕКГ

Загальна схема аналізу ЕКГ включає декілька складових:

1. Аналіз серцевого ритму та провідності (визначення джерела збудження: підрахунок числа серцевих скорочень; оцінка регулярності серцевих скорочень; оцінка функції провідності);
2. Визначення обернень серця навколо передне-задньої, повздовжньої та поперечної осей (положення електричної вісі серця в фронтальній; обернень серця навколо повздовжньої вісі; обернень серця навколо поперечної вісі);
3. Аналіз передсердного зубця Р;
4. Аналіз шлуночкового комплексу QRS (аналіз комплексу QRS; аналіз сегменту RS-T; аналіз зубця Т; аналіз інтервалу Q-T).

По тривалості різних інтервалів та зубців ЕКГ можна судити про змінення серцевої провідності. Змінення кінцевої частини шлуночкового комплексу (інтервал ST та зубець Т) дозволяють лікарю визначити наявність чи відсутність ішемічних змін в серці (порушення кровопостачання).

Важливим показником ЕКГ є амплітуда зубців. Її збільшення свідчить про гіпертрофію відповідних відділів серця, яка спостерігається при деяких захворюваннях серця та при гіпертонічній хворобі.

ЕКГ досить потужний діагностичний інструмент, однак цей метод має ряд недоліків:

- Короткочасність запису – близько 20с;
- ЕКГ не може служити засобом діагностики пороків та пухлин серця (зміни кардіограми не є прямими признаками хвороби);
- ЕКГ не реєструє шуми серця;
- ЕКГ не відображає гемодинаміку;
- ЕКГ в стані спокою може не виявляти цілий ряд захворювань серця (для діагностики необхідно проведення цілодобового моніторингу ЕКГ чи навантажувальних проб).

В кардіологічній практиці широко використовується комп'ютерний аналіз електрокардіограми, основною метою якого є звільнення лікаря від значної частини повсякденної роботи. При цьому можна автоматизувати

розпізнання особливих точок та ділянок електрокардіограми. Також піддається автоматизації етап подальшого аналізу виділених ділянок ЕКГ. Встановлення діагнозу не може бути повністю автоматизованим, кінцевий діагноз ставить лікар. Використання комп'ютерного аналізу ЕКГ, підвищує продуктивність лікаря, але об'єм інформації, яку потрібно проаналізувати лікарю в цьому випадку значно підвищується.

2.2. Метод ехокардіографії

Ехокардіографія – метод дослідження та діагностики порушень морфології та механічної діяльності серця, заснований на реєстрації відбитих від рухомих структур серця ультразвукових сигналів.

Техніка дослідження досить проста, але його проводять тільки спеціально підготовлений лікар, який добре знає топографію структур серця в нормі, характер їх можливих патологічних змін при різних захворюваннях та відображення нормальних і змінних структур на ехокардіограмі в різні періоди серцевого циклу. Здійснюють в синхронному записі з ЕКГ в одному із стандартних або однолінійних відведень, які вибираються по хорошій виразності зубців шлуночкового комплексу.

Під час дослідження пацієнт лежить на спині або на лівому боці. Датчик розташовують над серцем в різних позиціях, які забезпечують доступ до дослідження різних відділів серця по його довгій та короткій вісі.

Для ехокардіографії застосовують спеціальні пристрої – ехокардіографи. Обов'язковими елементами конструкції ехокардіографів є:

1. Генератор УЗ (частотою від 1 до 10 МГц), направлено у вигляді променя через грудну стінку на різні відділи серця;
2. Датчик, який приймає відбиті УЗ сигнали;
3. Перетворювач сприйнятих УЗ хвиль в електромагнітні та їх підсилювач, а також реєструючий пристрій, який дає можливість отримувати зображення досліджуваних структур серця – ехокардіограму та фіксувати його на магнітному носію інформації.

4. Синхронізація з електрокардіографічним каналом для реєстрації з ехокардіограмою та комп'ютером, використання яких значно підвищує якість обробки та аналізу даних дослідження.

Ехокардіографія використовується для вивчення структури самого серця та оточуючих його тканин, виявлення рідини в перекардіальній порожнині та внутрішньо-порожнинних тромбів, а також для дослідження функціонального стану серця. Метод ехокардіографії не має протипоказань та в більшості випадків найбільш ефективно використовується для оцінки стану серцево-судинних систем у дітей, в силу інтенсивності зростання організму при частих навантаженнях.

Сучасне оснащення дозволяє проводити декілька варіантів ехокардіографії. Для отримання зображень серця по довгій та короткій вісі в реальному часі використовується двомірна ехокардіографія, яка дозволяє оцінити розміри порожнин серця, товщину стінок шлуночків, стан клапанного апарату, підклапанних структур, глобальну та локальну скорочуваність шлуночків, а також наявність тромбозу порожнин.

Для графічного зображення руху стінок та стулок клапанів в часі проводиться ехокардіографія в М-режимі, що дає можливість оцінити розміри серця та систолічну функцію шлуночків.

Використання кольорового доплерівського дослідження, під яким розуміється використання різних варіантів доплера, дозволяє оцінити параметри центральної гемодинаміки.

2.3. Метод фонокардіографії

Фонокардіографія – метод дослідження серця заснований на реєстрації та аналізі звуків, які виникають при його роботі та реєструються за допомогою відповідного приладу – фонокардіографа. В справжній час, не дивлячись на все більші розповсюдження ультразвукових методів дослідження серця, ФКГ продовжує досить широко використовуватись, що пояснюється наступними його перевагами:

- ФКГ – неінвазивний, безпечний метод, який не має ніяких протипоказань;
- Нові інформаційні технології дозволяють розширити діагностичні можливості ФКГ;
- Для ФКГ потребується відносно недороге обладнання.

2.3.1. Загальна інформація. Для фонокардіографії використовують спеціальні пристрої – фонокардіографи, основними елементами конструкції яких є мікрофон, який перетворює звукові коливання в електричні; частотні фільтри поєднані з підсилювачами сигналів які надходять від мікрофону; пристрій реєстрації, який забезпечує запис (чорнильну або на фотопапері) коливань до 1000 Гц при швидкості протягу стрічки 50 та 100 мм/с. Використання різних типів мікрофонів (лінійного, стетоскопічного, логарифмічного) та лінійних фільтрів дозволяє для виділення діагностично-важливих звукових феноменів реєструвати звукові коливання як в практично повному та аускультованому, так і в спеціально обраному діапазоні частот. Зазвичай запис виконують одночасно на різних частотних каналах реєстратора в низько-, середньо- та високочастотному діапазонах в синхронному режимі із записом ЕКГ.

Аналіз зареєстрованих на ФКГ звукових феноменів проводиться по їх відношенню до періодів систоли або діастолі, частоти, амплітуди, а також інтервалів між ними та між реєстрованих звукових феноменів та зубців синхронно записаної ЕКГ (рис.2.2). Шуми характеризують також по їх формі на ЕКГ, яка утворена кривими, огинаючими максимальні відхилення осциляцій шуму від ізолінії. Поширені такі означення шумів по їх формі: регресний, ромбоподібний, веретеноподібний, стрічкоподібний. Шуми можуть приєднуватись до тонів, відділятися від них деяким інтервалом, займати тільки середину систоли або всю систолу, визначатися тільки на початку діастолі (протодіастолічний шум), в її середині (мезодіастолічний) або в кінці, перед початком систоли (пресистолічний шум).

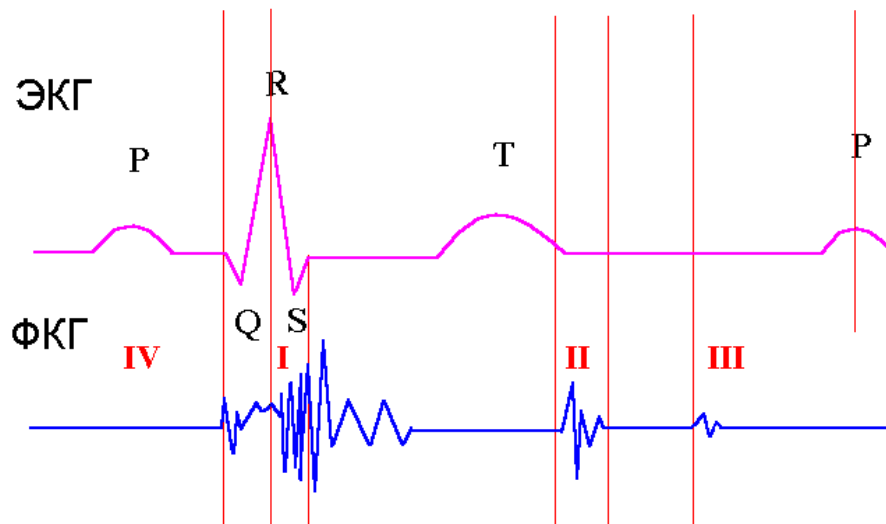


Рис.2.2. Вигляд синхронно записаних ФКГ та ЕКГ

Нормальна фонокардіограма у дорослих в більшості випадків складається всього із двох основних тонів серця – систоли (I) та діастолі (II). Тривалість акустичної систоли (інтервал між початками I та II тонів) залежить від частоти серцевих скорочень; в співвідношенні с інтервалами Q-T на ЕКГ (електрична систола) вона в нормі коротше на 0.04-0.05 с, а при порушенні обміну в міокарді може подовжуватись. Не так часто реєструються непостійні діастолічний (період діастолі – між II та I тонами) III та IV тони, дуже рідко – інші додаткові тони. Серцеві шуми у дорослих в нормі зазвичай не прослуховуються та не реєструються на ФКГ як в період систоли між I та II тонами, так і в період діастолі. Але інколи в зв'язку з деякими особливостями гемодинаміки при відсутності враження клапанів серця виникають шуми, які мають назву функціональних. У дорослих функціональний шум практично ніколи не буває діастолічним; функціональний систолічний шум зазвичай характеризується на фонокардіограмі коливаннями середньої та низької частоти (до 200 Гц) та мінливістю по амплітуді, протяжності та формі в різних серцевих циклах. На ФКГ у дітей досить часто визначають так званий фізіологічний систолічний шум вигнання крові, а інколи реєструється низькочастотний, практично не сприймається вухом людини, функціональний діастолічний шум, який знаходиться в середині діастолі (після III тону).

Інтенсивність тонів та шумів серця оцінюють по амплітуді відповідних їм осциляцій. Більше значення при аналізі серцевих тонів мають також взаємні порівняння їх амплітуд та вимірювань деяких інтервалів. При записі ФКГ з точок 1, 2 та 3 (рис.2.3.) амплітуда найбільших осциляцій I тону серця в нормі коливається в межах від 10 до 25 мм, II тону від 6 до 15 мм, відношення максимальних амплітуд I та II тонів складає приблизно 3:2. В точках 4 та 5 інтенсивність I та II тонів може бути рівною, а в деяких випадках II тон має амплітуду вище ніж у I тону. Інтервал від початку зубця Q на ЕКГ до перших осциляцій I тону на ФКГ (інтервал Q-I тон) в нормі складає від 0.02 до 0.05 с. Частота осциляцій першого тону знаходиться в межах від 30 до 120 Гц, II тону – від 70 до 150 Гц. Загальна тривалість I тону складає 0.07-0.15 с, II тону – 0.04-0.12 с. На записі II тону зазвичай розрізняються дві групи високочастотних осциляцій с інтервалом між ними 0.02-0.04 с, перша група в нормі відповідає закриттю стулок аортального клапану, друга – закриттю стулок клапану легеневого стовбуру. Амплітуда осциляцій III тону зазвичай складає 2-3 мм. Інтервал між II та III тоном на верхівці серця в нормі не перевищує 0.15 с (у дітей в середньому 0.13). Біля основи серця – 0.18 с. IV тон починається приблизно через 0.06-0.12 с після початку зубця Р на електрокардіограмі, він є непостійним по амплітуді (але завжди менше за II тон), представлений зазвичай одним або двома низькочастотними коливаннями загальної протяжності біля 0.03 с; інтервал між IV та I тонами в середньому складає 0.06 с.

При наявності вад та захворювань серця їх наслідки та особливості впливу на нормальну працездатність серця відображається характерними змінами форми, тривалості та різних характеристик, які в свою чергу зображені на фонокардіограмі (є безпосередній зв'язок між працездатністю серця та виглядом ФКГ). Так, систолічний шум при мітральній недостатності зливається з послабленим I тоном та несе регресний характер, при аортальному стенозі він часто має ромбоподібну форм, при недостатності тристулкового клапану – стрічкоподібну. Діастолічний шум при аортальній недостатності починається відразу після II тону та зазвичай регресує до середини діастоли, але в деяких випадках прото- та мезодіастолічні компоненти шуму можуть виділятися. При

мітральному стенозі у хворих з синусним ритмом серцевих скорочень добре розрізняється пресистолічне підсилення діастолічного шуму, яке передує підсиленому I тону. Шуми, які обумовлені органічним враженням клапанів, на відміну від функціональних шумів, відносяться до середньо- або високочастотних.

Фонокардіографія допомагає зробити більш об'єктивними признаки гіпертензії малого кола кровообігу будь-якої природи. При підвищенні тиску в легеновому стовбурі на ФКГ реєструється збільшення амплітуди легенового компоненту II тону, за рахунок чого його вигляд наближається до аортального компоненту (а при тяжкій гіпертензії він навіть може виникати раніше за аортальний). Часова координата легенового компоненту II тону використовується для розрахунку фази ізометричного розслаблення правого шлуночку, по якій опосередковано визначають величину кров'яного тиску в легеновому стовбурі [7].

У хворих з аускультативно-визначеним три- або ж чотиричленим ритмом серцевих тонів тільки фонокардіограма дає змогу достовірно встановити природу складових цього ритму. Наприклад, при ритмі який має назву «ритм перепілки» у хворих мітральним стенозом на ФКГ чітко визначається тон відкриття мітрального клапану; при ритмі галопу реєструються патологічно підсилений III тон та різні варіанти його взаємовідносин с IV тоном.

Аналіз ФКГ та висновки по виявленню її змін знаходяться в компетенції спеціаліста по функціональній діагностиці, але кінцеву діагностичну інтерпретацію даних отриманих в ході запису ФКГ дає лікар, який співвідносить ці дані з клінічними результатами та з результатами досліджень.

2.3.2. Принципи побудови фонокардіографів. Обов'язковими складовими будь-якого фонокардіографа є: мікрофон; підсилювач; система частотних фільтрів; пристрій реєстрації (рис. 2.3).

Мікрофон встановлюють на грудній стінці в загальноприйнятих точках аускультатії серця. Звукові коливання, перетворені мікрофоном в електричні, підсилюються та передаються в систему частотних фільтрів, які виділяють зі

всіх звуків ту або іншу групу частот та пропускають їх на різні канали реєстрації. Це дозволяє вибірково записувати низькі, середні та високі частоти звуків. Для чіткої передачі всіх коливань серцевих звуків, які досягають по своїй частоті 800-1200 Гц, пристрій реєстрації повинен мати малу інерційність. Тому механічний запис чорнилами або тепловим пером задовольняє недостатньо.

Звуковий сигнал через мікрофон надходить до мікрофонного підсилювача в якому відбувається підсилення сигналу, а згодом на блок фільтрів, де за допомогою різних видів фільтрів виконується частотна фільтрація. На пристрій реєстрації надходить сигнал, який вже відфільтрували по частоті та прибрали частоти, де заздалегідь могла пройти перешкода.

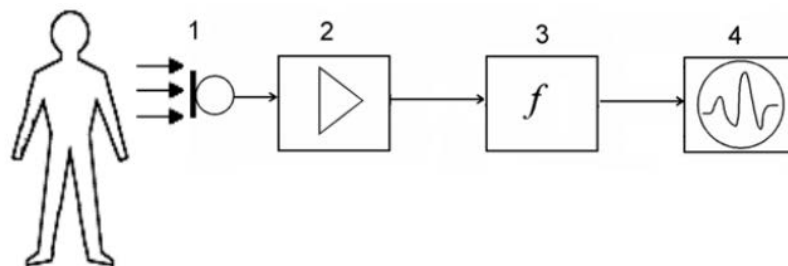


Рис.2.3. Структурна схема фонокардіографа:

1 – мікрофон; 2 – підсилювач; 3 – частотний фільтр; 4 – пристрій реєстрації

Переважна кількість звукової енергії тонів серця знаходяться в діапазоні від 100 до 200 Гц. Пристрій повинен мати максимальну чутливість, а також не вносити спотворень в сигнали які реєструються та не сприймати зовнішні шуми. Електричний сигнал переходить на підсилювач, задача якого в свою чергу не просто підсилити всі звуки в рівній степені, а в переважній більшості підсилити слабкі високочастотні складові, адже саме вони відповідають серцевим шумам, та в меншій мірі низькочастотні складові сигналу, які відповідають серцевим тонам.

Фонокардіограф є пристроєм, який реєструє звукові процеси серця. Як вже зазначалось раніше, одночасно з ФКГ реєструють також ЕКГ, яка дає змогу

чітко визначити систолічний та діастолічний інтервали.

Загалом основними вимогами до смугового фільтру, який складається з ФНЧ та ФВЧ, є такими: ФНЧ пропускає лише НЧ-коливання певного діапазону, ФВЧ в свою чергу пропускає лише ВЧ-коливання заданого діапазону.

Що стосується записуючого пристрою, для нього ФКГ має особливі умови, які є обумовленими спектральним складом серцевих звуків – необхідно відтворювати коливання з мінімальною частотою до 500, а краще до 800 Гц. Також обов'язково повинна виконуватись надійна синхронізація запису на різних каналах багатоканального пристрою.

Як один з варіантів, використовується система оптичного запису на фотострічку, за допомогою якої можна реєструвати коливання до 1 кГц та більше. На таких пристроях виникає проблема з синхронізацією. Але, певні незручності створюють необхідність обробки фотоматеріалів.

Нюансом роботи з фонокардіографом є вибір частотних характеристик та рівню підсилення для них, фаза дихання та інші умови дослідження повинні підбиратись для кожного окремого випадку.

2.3.3. Запис фонокардіограми. Процес запису фонокардіограми виконують в спеціально обладнаній звукоізольованій кімнаті з температурою поміщення не нижче 18 градусів за Цельсієм. Досліджуваній лежить горизонтально на спині з витягнутими вздовж тулуба руками. Спочатку виконують запис ЕКГ в стандартних, а при необхідності також в однополюсних відведеннях від кінцівок, що дозволяє вибрати для синхронного запису відведення ЕКГ, в якому чітко виражені основні зубці. Згодом виконують градування масштабу реєстрації на каналах фонокардіографу. До фонокардіографії доцільно провести ретельну аускультацию серця з виділенням найбільш суттєвих для реєстрації звукових феноменів та визначенням точок їх найкращого прослуховування на грудній клітині.

Мікрофон встановлюють послідовно в 6 стандартних місцях (точках), а з урахуванням даних аускультатії запис може бути виконаний не обов'язково саме в стандартних точках (рис. 2.3).

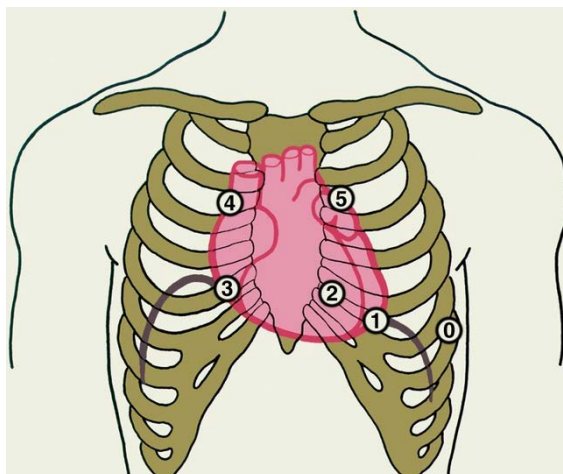


Рис.2.3. Схема розташування точок встановлення мікрофону на грудній клітині з ціллю запису ФКГ:

0 – нульова точка (5 міжребер'я зліва); 1 – точка, яка відповідає приблизній верхівці серця; 2 – точка проєкції мітрального клапану (4 міжребер'я біля лівого краю грудини); 3 – точка проєкції тристулкового клапана (4 міжребер'я біля правого краю грудини); 4 – точка проєкції аортального клапана (2 міжребер'я справа від грудини); 5 – точка проєкції клапана легеневого стовбура (2 міжребер'я зліва від грудини).

В точках на передній грудній стінці мікрофон, як правило, втримується власною вагою без додаткової фіксації, в інших точках його фіксують гумовим поясом. Правильність встановлення реєстраційного мікрофону контролюється на слух за допомогою телефону. Досліджуваного пропонують зробити звичайний глибокий видих та затримати дихання, після чого вмикають стрічкопротяжку спочатку зі швидкістю 50 мм/с, а згодом, переконавшись в хорошій якості запису, на 100 мм/с (з такою швидкістю руху стрічки криву що записується простіше аналізувати). Аналогічно виконують запис з іншої точки. Зареєстровані криві – фонокардіограми (ФКГ) піддаються аналізу. Фонокардіограма є досить достовірним та інформативним відображенням біохімічних процесів що відбуваються в ході роботи серця. Але все ж, не всі явища які можуть спостерігатись на записі є результатом біохімічної активності серця. Частина з них спотворюється завадами (артефактами). Досить важливо,

до фільтрації сигналу або його попередньої обробки, мати загальне представлення про шумові процеси, які пов'язані з даним сигналом.

В залежності від джерела виникнення завад ФКГ, вони можуть бути розділені на внутрішні (фізіологічні) та зовнішні. Внутрішні завади виникають від об'єкту дослідження в результаті руху, роботи м'язів та інших процесів. Зовнішні завади в свою чергу накладаються на ФКГ, ці завади є результатом впливу навколишнього середовища [9].

Випадковий шум – відноситься до завад, котрі виникають через випадковий процес, наприклад тепловий шум в електричних пристроях. Коли значення випадкового сигналу ψ формують функцію від часу, отримуємо випадковий сигнал $\psi(t)$. Досліджуваний біомедичний сигнал $x(t)$ може також розглядатися як реалізація випадкового процесу x . Відповідні форми вібрації фонокардіографічного сигналу не є повністю однаковими від одного циклу до іншого. ФКС може бути представлений у вигляді випадкового процесу, який демонструє певні характеристики в середньому.

Структурований шум – мережеве наведення з частотою 50 чи 60 Гц є прикладом структурованого шуму: типова форма цього наведення відома заздалегідь. Але варто відмітити, що фаза інтерференційної хвилі зазвичай буває відомою. Більше того, інтерференційна хвиля може не бути точною синусоїдою.

Фізіологічна завада. Людське тіло є сукупністю складних систем та процесів. В будь-який момент часу активними можуть бути відразу декілька фізіологічних процесів. Кожен з них створює велику кількість сигналів різних типів. Досліджуваний об'єкт, навіть якщо цим об'єктом є людина, не завжди в змозі контролювати всі фізіологічні процеси та системи які відбуваються в його організмі. Поява сигналів від процесів та систем, які не мають відношення до досліджуваних сигналів, або ж не є об'єктами дослідження, може розглядатися як фізіологічна завада; наприклад звуки дихання, легенів та інших органів, які змішуються зі звуками серця.

Фізіологічні завади не можуть бути охарактеризованими певною специфічною формою хвилі чи спектральним складом та, як правило, є

динамічними та нестаціонарними (можуть змінюватися в залежності від рівня активності систем які їх створюють, а отже, с часом).

Для боротьби з даним видом завад, необхідно її точне визначення та видалення. Для вирішення цієї задачі можна використовувати аналогові фільтри. Але вони можуть призвести до фазового відхилення (зсуву), що сприяє спотворенню сигналу. Робота аналогових фільтрів також залежить від температури та особливостей проектування, а це може викликати появу помилок в складі сигналу. Цифрові фільтри представляють з себе більш розумні системи для вирішення цієї задачі. Використання цифрових фільтрів для обробки фонокардіографічного сигналу активно впроваджується у всьому світі.

2.3.4. Аналіз фонокардіограми. Класична процедура обробки та аналізу ФКГ складається за декількох етапів:

1-й етап – Попередня обробка, відбувається після процесу реєстрації ФКГ. До цього етапу входять наступні процеси:

- Оцінка якості сигналу;
- Фільтрація;
- Витягнення потрібних ознак.

Основна задача цього етапу – виділити корисний сигнал на фоні завад при мінімізації його спотворення самою системою обробки. Після реєстрації ФКС відбувається його цифрова фільтрація для підвищення якості запису та зменшення впливу шумів. Більшість методів розпізнавання характерних елементів ФКС засновані на виділенні домінуючих тонів S1 і S2 та наступним визначенням S3 і S4 тонів, систола та діастола, тому фільтрація суттєво підвищує якість розпізнавання.

2-й етап – Сегментація. Суть цього етапу полягає в знаходженні початку та кінця кожної фази серцевих циклів (S1, систола, S2, діастола та т.д.)

3-й етап – Класифікація. Під класифікацією розуміють процес відображення особливостей для кожної сегментованої фази.

Останні два етапи в наведених вище процедурі обробки фонокардіографічного сигналу відносяться до задачі аналізу даних, оскільки

дозволяють отримати інформацію про функціональний стан серця, як в кількісній, так і в якісній формі. Для вирішення цієї задачі аналізу існує безліч методів та підходів. При цьому використовується різна степінь деталізації описання фонокардіографічного сигналу [10].

Виконуючи аналіз фонокардіограми в першу чергу варто уточнити розташування на ФКГ основних серцевих тонів, використовуючи для цього ЕКГ, яке було синхронно записане разом з ФКГ. В діапазоні середніх частот (аускултативні частоти) відбувається вимірювання амплітуди I та II тонів в мм у всіх точка, після чого визначається співвідношення I тону до II тону над верхівкою серця (нормальне значення 1.2-1.4). Підсилення I тону проявиться підвищення його амплітуди в діапазоні не тільки низький та середній, а й високих частот, що спостерігається при мітральному стенозі, екстрасистолії, тахікардії та інших вад.

На другому етапі визначається відношення амплітуди II тону до амплітуди I тону над основою серця та відношення II тону над легеневою артерією до II тону над аортою (значення в нормі рівне 1). Підвищення амплітуди II тону над легеневою артерією до II тону над аортою до значень 1.5-2 та вище свідчить про пульмональну гіпертонію; при зменшенні співвідношення до значення 0.5 та нижче – про гіпертонію великого кола кровообігу.

На третьому етапі аналізу ФКГ встановлюють тривалість інтервалу Q-I (відстань між зубцем Q на ЕКГ та початком I тону на ФКГ). В випадку, якщо зубець Q на ЕКГ відсутній, відлік ведуть від зубця г. Тривалість інтервалу вимірюється до початку основного компоненту I тону (початок максимальних осциляцій). В нормі тривалість Q-I складає від 0.02 до 0.06 с. При мітральному стенозі тривалість збільшується.

На четвертому етапі досліджується співвідношення II тону та зубця Т на електрокардіограмі. В нормі II тон завжди співпадає з кінцем зубця Т (допускається відхилення в обидві сторони не більше ніж на 0.03 с). Більш рання поява II тону свідчить про більш короткий діапазон згинання, що свідчить про енергетично-динамічній серцевій недостатності.

На п'ятому етапі визначається відношення механічної систоли до

електричного коефіцієнту. Механічна систола визначається в секундах від початку I до початку II тону. Електрична систола відповідає відстані від початку зубця Q (г при його відсутності) до кінця зубця T на ЕКГ.

На шостому етапі аналізу ФКГ визначається наявність розщеплених тонів, поява додаткових тонів, їх локалізація, часові співвідношення, частоти на яких вони реєструються та їх амплітуда.

В висновок класифікуються шуми серця, встановлюються їх положення в серцевому циклі, форма, тривалість, точки кращого прослуховування, зміни шумів під час вдиху та видиху, спектральний склад.

На останньому етапі, на основі проведеного аналізу отриманих даних виконується висновок про виявлені на ФКГ вади та їх клінічне значення.

2.4. Висновки

1. Сучасний електрокардіограф влаштований по типу вимірювача напруги. Електрокардіограма відображає підсилену ЕРС, яку складає незліченна кількість мікродиполів одиночних волокон міокарду. Сам метод є потужним інструментом, але володіє багатьма недоліками.
2. Ехокардіографія використовується для дослідження структури самого серця та його функціонального стану. З більшою ефективністю використовується у дітей.
3. Фонокардіографія не має ніяких протипоказань, а також є достатньо інформативною при синхронному записі з ЕКГ. Метод дає можливість чітко спостерігати основні тони серця, а також відрізняти будь-які зміни форми, амплітуди, тривалості тонів, що напряму пов'язано з наявністю порушень нормальної роботи серця.
4. Метод ФКГ дає можливість виявити найрізноманітніші захворювання та порушення. Однак метод ФКГ потребує вдосконалення обробки результатів, оскільки аналіз ФКГ досить складний, а точність методу все ж залежить від досить суб'єктивної оцінки лікаря.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА ФУНКЦІОНАЛЬНІ СИСТЕМИ СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ШУМІВ СЕРЦЯ

3.1. Призначення системи та її основні функції

Метод фонокардіографії є досить інформативним з точки зору діагностики захворювань серця. Однак до теперішнього часу розшифрування ФКГ та постановка діагнозу є досить суб'єктивною. Відповідно, мають місце помилки та неточності при постановці діагнозу, особливо в роботі молодих спеціалістів. Тому перспективним напрямком є розробка системи статистичної обробки шумів серця з використанням персонального комп'ютеру (ПК) та відповідним програмним забезпеченням для відображення акустичних сигналів та результатів їх обробки на моніторі ПК; автоматичного розрахунку амплітуди, частотних та часових характеристик; проведення аналізу ФКГ та автоматичної інтерпретації результатів; отримання підстав для постановки того чи іншого лікарського висновку; порівняння декількох ФКГ та результатів їх аналізу; введення та зберігання лікарського висновку; ведення бази даних результатів та поповнення бази еталонів; друку необхідної інформації про фонокардіографічне дослідження на принтері ПК.

Розроблювана система допускає наступний розвиток шляхом створення об'ємної бази еталонів (вивірені ФКГ), та відповідно розширення діагностичних категорій та великої диференціації ймовірних діагнозів.

Система для діагностики кардіологічних захворювань шляхом їх статистичної обробки може бути використана для діагностики кардіологічних захворювань: в діагностичних центрах, де можуть бути виконані та накопичені в пам'яті комп'ютера ФКГ вимірювання великої кількості людей; в районних поліклініках, де рішення діагностичної програми може в певній степені допомогти лікарю в подальшому обстеженні та лікуванні; в приватних клініках, де для одного пацієнту виконується декілька записів ФКГ.

Виходячи із зазначеного вище, можна сформулювати наступні функції розроблюваної системи:

- Запис ФКГ;
- Відображення n-канальної ФКГ на моніторі ПК;
- Вимірювання амплітудних, частотних та часових характеристик;
- Автоматичний аналіз та інтерпретація ФКГ;
- Надання обґрунтувань для лікарського висновку;
- Ведення бази даних результатів (включає дані пацієнту, дату обстеження, запис та параметри ФКГ, ймовірний діагноз та його обґрунтування, лікарський висновок) та поповнення бази еталонів;
- Порівняння декількох ФКГ та результатів їх аналізу;
- Друк результатів дослідження.

3.2. Структурна схема

Узагальнена структурна схема розроблюваної системи наведена на рис.3.1.



Рис.3.1. Структурна схема системи

Розглянемо більш детально кожен з блоків.

Блок реєстрації (прийому) інформації (рис.3.2.) призначений для прийому сигналу вхідними датчиками та виконання ряду операцій по його нормалізації.

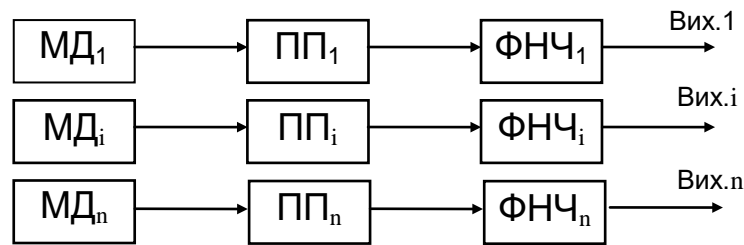


Рис.3.2. Структурна схема блоку прийому

Для повноцінного обстеження буде достатньо 6 каналів. В якості мікрофонного датчика в розроблюваному фонокардіографі обираємо конденсаторний мікрофон з капсулем Bruel & Kjaer 4148 («Брюль та К'єр», Данія).

В якості попереднього підсилювача використовується операційний підсилювач.

В якості фільтра нижніх частот використовується ФНЧ Бесселя.

Більш детальний огляд мікрофонів, операційних підсилювачів та фільтрів наведено відповідно в підрозділах 3.3.1, 3.3.2, 3.3.3.

АЦП здійснює функцію перетворення аналогового сигналу в цифровий для наступної його обробки на комп'ютері. Частота дискретизації АЦП: $f_d = f_{d1} \times n$, де $f_{d1} \geq 10$ кГц – частота дискретизації одного каналу; n – число каналів фонокардіографу ($n_{\min} = 4$; $n_{\max} = 16$ – погоджуються з розрядністю АЦП).

Схема блоку обробки представлена на рис. 3.3.

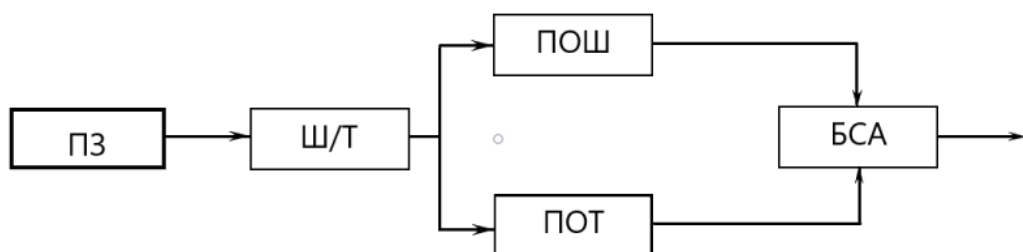


Рис.3.3. Схема блоку обробки:

ПЗ – пристрій запам'ятовування; Ш/Т – блок відділення шумів серця від тонів; ПОШ, ПОТ – відповідно блоки попередньої обробки шумів та тонів; БСА – блок спектрального аналізу.

В сигналі що надходить до блока обробки необхідно відділити шуми серця від тонів для їх подальшої окремої обробки. Це необхідно через те що, як тони, так і шуми серця є інформативними сигналами, а їх одночасна обробка в БСА неможлива.

БСА можна реалізувати різними способами (в залежності від методу, який використовується для оцінки спектральної щільності). Наприклад, при використанні методу фільтрації, БСА може бути реалізований аналоговими засобами, а при використанні методу оцінки спектральної щільності по перетворенню Фур'є реалізації випадкового процесу – програмним пакетом (обробка сигналу в даному випадку здійснюється на основі прийнятої моделі сигналу).

Більш детально побудову моделі сигналу та методи оцінки спектральної щільності розглянуто відповідно в підрозділах 4.1. та 4.3.

Передбачається, що результати з будь-якого етапу обробки можуть за необхідності бути відображені на моніторі ПК.

Блок порівняння та прийняття рішення (БППР) реалізується на основі програмного пакету. В цьому блоці на основі результатів, що надійшли з блоку обробки та результатів порівняння з еталонними даними (різні діагностичні категорії), які зберігаються в базі даних еталонів (БДЕ), по певним критеріям формуються елементарні висновки по окремим синдромам з яких в наслідку формується ймовірний діагноз.

Після БППР результати надходять до бази даних результатів (БДР), з якої необхідна інформація може бути відображена на моніторі ПК.

Передбачається, що БДЕ постійно поповнюється новими даними з БДР, що надає можливість після накопичення певної кількості результатів в БДЕ розширити діагностичні категорії та підвищити точність постановки ймовірних діагнозів.

3.3. Приймальний блок

Приймальний блок є дуже важливою складовою системи. До передачі

даних на ПК сигнали отримані в ході дослідження повинні піддатись певним змінам. Метою приймального блоку є реєстрація сигналів, їх підсилення та фільтрація. Ці завдання виконують відповідно система мікрофонних датчиків, попередніх підсилювачів та фільтрів. Далі розглянемо кожну з систем більш детально.

3.3.1. Система датчиків. В якості пристрою для перетворення вимірюваних шумів серця в електричні імпульси можна використовувати вібраційно-частотний перетворювач (акселерометр) або вимірювальний мікрофон.

Основним елементом більшості перетворювачів з частотним вихідним сигналом є коливальний контур або частотно-залежний ланцюг з параметрами, які залежать від вимірювальної величини. Вагомим недоліком частотних вимірювальних перетворювачів з електричним коливальним контуром або частотно-залежним електричним ланцюгом є низька добротність електричних коливальних контурів та ланцюгів, яка визначає стабільність частоти автогенератору та, відповідно, стабільність вимірювального перетворювача.

Через вказані вище недоліки, перевага віддається вимірювальним мікрофонам. Мікрофон – електроакустичний перетворювач, за допомогою якого акустичні коливання перетворюються в електричні.

В склад мікрофону входять чутливий елемент-капсуль, узгоджувальний елемент – попередній підсилювач, з'єднувальні кабелі, а також мікрофонний підсилювач та блок живлення, якщо вони обумовлені в технічній документації на мікрофон.

Вимірювальний мікрофон – це пристрій, частотна характеристика чутливості якого для визначених умов використання відома.

Мікрофони можуть бути класифіковані по наступним признакам: принципу перетворення акустичних коливань в електричний сигнал (електродинамічні, електромагнітні, електростатичні, вугільні, п'єзоелектричні та напівпровідникові), за признаками прийому звукових коливань (мікрофони-приймачі звукового тиску, мікрофони-приймачі градієнту звукового тиску та

мікрофони комбіновані), за признаками електроакустичних параметрів мікрофони поділяються на групи складності (вища, перша, друга та третя), по признаку характеристики направленості (мікрофони з круговою діаграмою, двонаправленою діаграмою, кардіоїдною діаграмою, односторонньо направлені діаграми – суперкардіоїдні та гіперкардіоїдні), по вимогам експлуатації (групи виконання мікрофонів визначаються конструкторсько-технологічними особливостями мікрофонів, які забезпечують їх експлуатацію в одному або декількох кліматичних районах, виходячи з досягнутого рівня стійкості виробів до кліматичного та механічного впливу).

Серед професійних мікрофонів найбільше розповсюдження отримали електростатичні мікрофони: конденсаторні та конденсаторні електретні, які мають підвищені електроакустичні параметри та експлуатаційно-технічні характеристики.

До конденсаторних мікрофонів відносяться мікрофони, які мають зовнішнє джерело живлення, що постійно живить електричну схему звичайним методом. На рис. 3.4. Наведена схема конденсаторного мікрофону, де жорстко натягнута мембрана (діафрагма) під дією звукового тиску здійснює коливальні рухи відносно нерухомого електроду, та обидва в сукупності складають конденсатор, являючись його обкладинками.

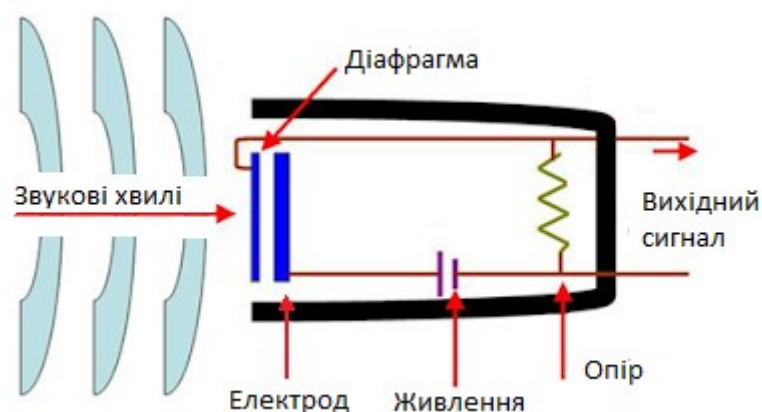


Рис.3.4. Схема конденсаторного мікрофону

Конденсатор, увімкнений в електричне коло послідовно з джерелом постійного струму та активним навантажувальним опором. При коливаннях мембрани ємність конденсатора змінюється з частотою діючого на мембрану

звукового тиску. В електричному колі з'являється змінний струм тої ж частоти, та на навантажувальному опорі виникає падіння напруги, яке є вихідним сигналом мікрофону.

Електретні мікрофони по принципу дії є тими ж конденсаторними, але постійна напруга забезпечується не тільки звичайним джерелом постійного струму, але й електричним зарядом мембрани або нерухомого електроду, які зберігають цей заряд тривалий час. Мікрофони групи, яку розглядаємо, мають високі технічні характеристики: широкий частотний діапазон, малу нерівномірність частотної характеристики, низькі нелінійні та перехідні спотворення, високу чутливість та низький рівень особистих шумів. До недоліків мікрофонів цієї групи можна віднести те, що на показання конденсаторних мікрофонів суттєво впливають вібрації, удари. В меншій мірі впливають електромагнітні поля.

Для прийому та перетворення шумів серця в електричні сигнали в розроблюваному фонокардіографі обирається конденсаторний мікрофон з капсулем Bruel & Kjaer 4147 («Брюль та К'єр», Данія). Електроакустичні характеристики, розміри, електричні характеристики даного мікрофону наведені в таблиці 3.1 [16].

Таблиця 3.1.

Основні електроакустичні, електричні та габаритні дані мікрофону

Діапазон частот	10-10000 Гц
Динамічний діапазон	-2,5 - 102 дБ
Ємність	40 пФ
Когарентний шум	-5,5 дБ
Діаметр	2,54 см
Вага	68 гр

3.3.2. Система підсилювачів. Використання підсилювачів в аналогових системах високої роздільної здатності та точності, призначених для збору та

обробки даних, дає можливість збільшити надійність пристроїв керування та зменшити випадкові відхилення випадкових параметрів в автоматизованих процесах. Підсилювачі забезпечують також узгодження динамічних діапазонів та перетворення сигналів для цих блоків та систем.

Зазвичай вимірювальні підсилювачі ставлять на вході аналогових систем. Їх призначення – узгоджувати виходи датчиків зі входами наступних пристроїв.

Зазвичай операційний підсилювач (ОП) складається з вхідного диференціального каскаду, підсилювача з великим коефіцієнтом підсилення та відносно потужного вихідного каскаду. Класифікують ОП по типам вхідних каскадів та пристроїв, характеристики яких в значній мірі визначають робочі параметри та можливості підсилювачів.

Основна перевага ОП полягає в тому, що завдяки безпосередньому зв'язку між каскадами він здатний підсилювати (без фазових зсувів) одночасно сигнали постійного та змінного струму. Особливу цікавість для вимірювальних цілей представляє наявність інвертуючого та неінвертуючого входів, завдяки чому ОП значно послаблює синфазні завади. Однак, основне призначення каскаду з диференціальним входом, який створює це послаблення, - забезпечення високої стабільності.

Підсилювач зі звичайним входом в однаковій степені підсилює сигнал та завади так, що вони стають невиразними. В підсилювачі ж із диференціальним входом сигнали завади, являючись синфазними сигналами, підсилюються в одне й те ж число раз, як з інвертуючого, так і з неінвертуючого входу, в результаті чого вони послаблюються пропорційно коефіцієнту послаблення синфазного сигналу. Зважаючи на все сказане вище, можна обрати операційний підсилювач з наявними інвертуючим та неінвертуючим входами - ОРА607 [17].

3.3.3. Система фільтрів. Активні фільтри на основі ОП дають змогу отримувати стабільні та в той же час недорогі частотно-вибіркові ланцюги в діапазоні частот від 0 до 100 кГц. Хороші характеристики активних фільтрів в діапазоні високих частот роблять їх особливо зручними для використання в вимірювальних пристроях, зокрема в ланцюгах фільтрації сигналу в високоякісній системі датчик - підсилювач - фільтр.

Найбільш оптимальними є схеми фільтрів на повторювачах, фільтри з багатопетлевым зворотнім зв'язком, біквдратний резонатор, фільтри нижніх та високих частот (ФНЧ та ФВЧ) з характеристиками, котрі апроксимуються функціями Баттерворта та Бесселя, гіратор, смугові фільтри на каскадах зі взаємним налаштуванням.

Схеми на повторювачах мають хороші характеристики та, якщо добротність невисока, їх можна з'єднати покаскадно, створюючи фільтри більш високих порядків. Ця схема активного фільтру є найбільш поширеною.

Перевагою фільтрів з багатопетлевым зворотнім зв'язком є те, що смуговий фільтр (СФ) по цій схемі можна виконати на одному операційному підсилювачі. Через простоту ця схема особливо ефективна при проектуванні СФ з частотними характеристиками спеціального вигляду завдяки можливості покаскадного з'єднання та взаємного налаштування. Основне використання біквдратного резонатора – СФ з можливою величиною добротності ~ 200 . При цьому СФ будується вже на трьох ОП. Стабільність даної схеми при великій добротності досить висока при наявності достатнього підсилення ОП при відсутності зворотного зв'язку на середній частоті фільтру.

Принцип роботи гіратора полягає в тому, що провідність – G перетворює ємнісний струм в еквівалентний індуктивний. Гіратор не має втрат та, відповідно, високо стабільний в роботі.

Бажано, щоб передатна функція фільтра відповідала визначеним математичним функціям, наприклад поліномам Баттерворта та Чебишева. Тоді при конкретному використанні фільтру його амплітудно-частотна та фазово-частотна характеристики (АЧХ та ФЧХ) виявляються в тому чи іншому сенсі оптимальними. В табл. 3.2. наводиться коротке зведення характеристик Баттерворта, Бесселя та Чебишева.

Таблиця 3.2.

Коротка порівнювальна характеристика фільтрів Баттерворта, Бесселя та Чебишева

Фільтр	Реалізується апроксимація ідеального фільтру з максимально плоскою
--------	--

Баттерворта	АЧХ в смузі пропускання та помірним спадом в області переходу. Має декілька нелінійну ФЧХ.
Фільтр Бесселя	Фільтр з мінімальною часовою затримкою, достатньо лінійною ФЧХ та АЧХ, апроксимуючою функцією Гауса. Особливо добре підходить для імпульсних ланцюгів та фазочутливої обробки сигналу.
Фільтр Чебишева	АЧХ фільтру має нормовану нерівномірність в смузі пропускання та різкий спад після частоти зрізу. Зниження допуску на нерівномірність в смузі пропускання призводить до зростання затухання в області переходу. Має нелінійну ФЧХ.

В таблиці 3.3. представлені результати стосовно використання активних фільтрів.

Таблиця 3.3.

Таблиця зведення по обранні активних фільтрів

Призначення	Тип схеми	Особливості
ФНЧ	Повторювач	Практично -100 дБ/октава
ФВЧ	Повторювач	Практично -100 дБ/октава
СФ з низькою добротністю: а) з високою точністю відтворення характеристики б) з максимально плоскою характеристикою	СФ з багатопетлевим зворотнім зв'язком Повторювач СФ з багатопетлевим зворотнім зв'язком	Виконується на одному ОП На ФВЧ + на ФНЧ Виконується на каскадах зі взаємним налаштуванням
а) з дуже високою добротністю б) з максимально плоскою характеристикою	Біквдратний резонатор Комутований фільтр Біквдратний резонатор	Тільки при $Q > 10$ $Q < 1000$ Виконується на каскадах з взаємним налаштуванням
Загороджуючі фільтри	Гіратор Інвертуючий СФ з багатопетлевим зворотнім зв'язком	Режекція -40 дБ $Q \leq 10$

Отже, оптимальним вибором для реалізації системи фільтрів є ФНЧ Бесселя – наприклад MAX296 [18].

3.4. Аналогово-цифровий перетворювач

Процес аналогово-цифрового перетворення проходить в три розділених в часі етапи: 1) вибірка; 2) квантування; 3) кодування.

Обрати дані можна або схемою вибірки-зберігання (В-З), або в системах мультиплексування з розділенням часу – аналоговим мультиплексором.

Квантування аналогового сигналу після вибірки передбачає вибір кінцевого числа рівнів амплітуди, відповідаючи дискретним значенням напруги від 0 до $U_{\text{шк}}$. Рівень квантування 2^{-n} представляє собою молодший значущий розряд (МЗР), іншими словами межу дозволу АЦП, маючого 2^n рівнів. Найбільшого поширення отримав алгоритм рівномірного квантування, при якому у випадку, якщо аналоговий сигнал перевищує найближче дискретне значення більше ніж на $1/2a$, де $a = 2^{-n}U_{\text{шк}}$ – крок між рівнями квантування, для кодування обирається наступний, більш високий рівень. При цьому результуюча похибка квантування ε може змінюватись в діапазоні $\pm a/2$. Аналогово-цифрові та цифро-аналогові перетворювачі (ЦАП) зв'язують між собою аналогові та цифрові величини засобом відповідного цифрового коду. В якості останнього використовуються різні коди, основані на двійковій позиційній системі числення; найбільш поширеними з цих кодів є прямий двійковий код.

Аналогово-цифрові перетворювачі можна здійснити використовуючи цілий ряд систем. В табл. 3.4. перелічені найбільш поширені методи перетворення та їх характерні особливості.

Метод порозрядного врівноваження – найбільш поширений спосіб побудування АЦП, оскільки він забезпечує високу якість при високій швидкості перетворення. В основі цього методу лежить порівняння вихідного сигналу внутрішнього ЦАП з аналоговим вхідним сигналом; результатом кожного порівняння є встановлення чергового розряду на виході АЦП. Іншими словами, видача n -розрядного двійкового слова займає n фіксованих проміжків часу (тактів), отже АЦП такого типу має постійний час перетворення. Точність

перетворення в даній схемі залежить від стабільності опорної напруги АЦП, ланцюгової резистивної схеми та комп'ютера. Перетворювач з порозрядним врівноваженням використовується зазвичай в системах перетворення даних, мультиплексно пов'язаних з ЕВМ, а отже в тих випадках, коли особливо важливі швидкість перетворення та висока швидкодія.

Таблиця 3.4.

Методи аналого-цифрового перетворення

Тип АЦП	Швидкість перетворення	Роздільність, біт	Характерні особливості
З порозрядним врівноваженням	1 МГц	10	Ітеративний, з постійною швидкістю
Двоступінчатий	1 кГц	16	Інтегруючий, Самокалібруючий
З перетворенням напруги в частоту	100 Гц	12	Інтегруючий, без вибірки-зберігання
З ступінчасто-наростаючою опорною Напругою	40 Гц	8	Слідкуючий, без вибірки-зберігання
Паралельний	50 МГц	8	Дуже висока швидкість Перетворення

В інтегруючих АЦП використовується непрямий метод перетворення, при якому напруга на початку перетворюється в тривалість імпульсу, а після цього тривалість вимірюється лічильником. Одно-, дво-, та трьохступінчасті інтегруючі перетворювачі – це варіанти АЦП, в основі роботи яких лежить вказаний принцип.

АЦП з перетворенням напруги в частоту використовується для повільно змінних даних. Особливостями такого перетворювача є порівняне з другими типами перетворювачів придушення шумів та простота схема. Смуга пропускання перетворювача напруга-частота є змінною величиною; вона приблизно рівна частоті вихідного сигналу, яка в свою чергу прямо пропорційна амплітуді вхідного сигналу. Смуга пропускання визначається

головним чином ємністю інтегруючого конденсатора на вході системи.

На основі методу перетворення зі ступінчато-наростаючою опорною напругою можна розробити АЦП, який буде відслідковувати змінний вхідний сигнал; схема вибірки-зберігання тут не потрібна. Такий АЦП має змінний час перетворення та відслідковує вхідний сигнал зі швидкістю $2^{-n}U_{\text{шк}}$ за такт роботи лічильника (n – розрядність перетворювача).

При паралельному методі перетворення частоту перетворення можна довести до 50 МГц при 4-х розрядному виході. В цьому випадку вимагається вхідний квантуючий пристрій, який містить $2^n - 1$ компараторів, на які подається зміщення від опорного джерела з кроком $1U_{\text{МЗР}}$. Процес квантування закінчується за час перемикання компараторів; однак для отримання двійкового вихідного коду потребується шифратор.

Звертаючи увагу на потрібні характеристики АЦП, оптимальним вибором є 12-розрядний АЦП паралельного типу з 4-канальним входом, з високою швидкістю перетворення та частотою дискретизації одного каналу $f_d > 10$ кГц, наприклад – ADC3422 [19].

3.5. Функціональна схема

Функціональна схема розроблюваного пристрою наведена на рис.3.5.

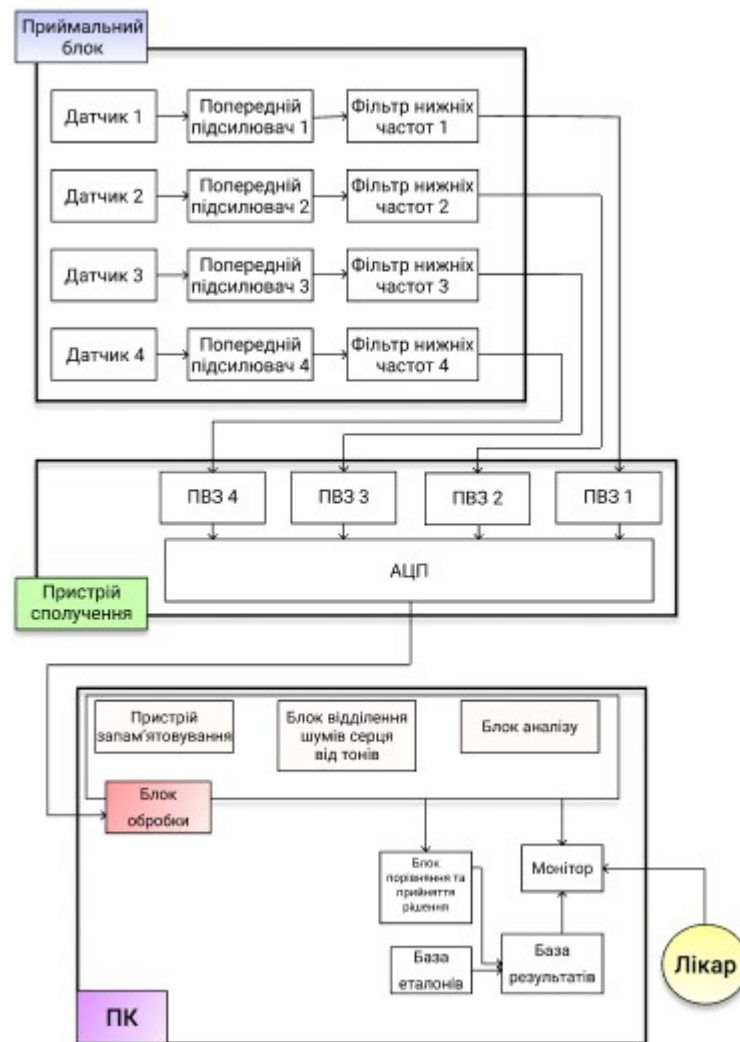


Рис.3.5. Функціональна схема системи статистичної обробки шумів серця

3.6. Висновки

1. Запропонована функціональна схема системи для статистичної обробки шумів серця, що складається з приймального блоку, пристрою сполучення та блоку обробки.

2. В якості мікрофонного підсилювача в розроблюваному фонокардіографі було обрано конденсаторний мікрофон з капсулем.

3. В якості попереднього підсилювача використовується операційний підсилювач, перевагою якого є можливість підсилювати (без фазових зсувів) одночасно сигнали постійного та змінного струму; наявність інвертуючого та неінвертуючого входів, завдяки чому операційний підсилювач значно

послаблює синфазні завади; забезпечення високої стабільності.

4. В якості фільтра нижніх частот використовується ФНЧ Бесселя.

5. Було обрано такий АЦП, який найкраще відповідає описаним вимогам.

6. Розроблена система дозволяє відображати акустичні сигнали та результати їх обробки на моніторі ПК; автоматичного розрахунку амплітуди, частотних та часових характеристик; проведення аналізу ФКГ та автоматичної інтерпретації результатів; надання підстав для того чи іншого синдромального висновку; порівняння декількох ФКГ та результатів їх аналізу; введення та зберігання лікарського висновку; ведення бази даних результатів та поповнення бази еталонів; друку необхідної інформації про фонокардіографічне дослідження на принтері ПК.

РОЗДІЛ 4

СТАТИСТИЧНА ОБРОБКА ШУМІВ СЕРЦЯ

4.1. Модель сигналу

Завдяки тому що з'явилась технічна можливість прийому та обробки слабких сигналів, в останні десятиріччя сформувалося направлення досліджень, діагностики та контролю фізичних об'єктів, що використовують корисну інформацію, яка міститься в процесах, що генеруються самими фізичними об'єктами в процесі їх природного функціонування. До таких сигналів можна віднести й шуми серця.

Серце та кровоносну систему представимо у вигляді фізичної системи, яка містить джерело енергії (серце) та частки, що беруть участь в формуванні шумового сигналу (потoki еритроцитів, тромбоцитів, хіломікронів, білкових молекул, електролітів та молекул води)[13].

Пропонуються виконаними наступними умовами:

1. В випадкові моменти часу t_k джерело енергії збуджує частки, які формують елементарні імпульси.
2. Форма елементарних імпульсів однакова для всіх моментів часу t_k та описується випадковою функцією $h(t)$, достатньо швидко спадаючої при $t \rightarrow \pm\infty$, а амплітуди α_k є взаємно незалежними однаково розподіленими випадковими величинами, які не залежать від t_k .
3. Ймовірність $P_n(\Delta t)$ того, що в інтервалі часу Δt виникає рівно n елементарних імпульсів, залежить тільки від Δt та n не залежить від положення інтервалу Δt на часовій вісі.
4. Випадкові величини $N(\Delta t_1)$ та $N(\Delta t_2)$, рівні числу елементарних імпульсів, виникаючих протягом інтервалів часу Δt_1 та Δt_2 , котрі не перетинаються, є незалежними.
5. Ймовірність появи на малому інтервалі часу Δt більше одного імпульсу є величина меншого порядку малості, ніж Δt .

6. Шумовий сигнал $\xi(t)$ в момент часу t в точці прийому є результатом накладання деякого випадкового числа $N(t)$ елементарних імпульсів.

Умови III-V дають змогу зазначити, що число $N(t)$ елементарних імпульсів, виникаючих на інтервалі часу $[0;t]$, є однорідним процесом Пуасона, отже:

$$P\{N(t) = n\} = \frac{(\lambda \cdot t)^n}{n!} e^{-\lambda \cdot t}, \text{ де}$$

λ - інтенсивність Пуасонівського потоку подій, $\lambda > 0$;

$n = 0, 1, 2, \dots$

Елементарні імпульси, з яких формується шумовий сигнал, можна представити у вигляді:

$$\xi_k(t) = \alpha_k h(t - t_k); \quad (4.1)$$

Форма елементарних імпульсів описується виразом:

$$h(t) = a e^{-\lambda \cdot t} \cos(2\pi f t) E(t), \quad (4.2) \text{ де}$$

a – амплітуда імпульсу;

λ - параметр затухання;

f - частота;

$E(t)$ – функція Хевісайда;

На основі умов I, II, VI шумовий сигнал в точці прийому описується моделлю, названою дробовим шумом:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^{N(t)} \alpha_k h(t - t_k), \quad t > 0$$

Дробовий шум є стаціонарним у вузькому сенсі випадковим процесом. Його математичне сподівання m , кореляційна функція $R(\tau)$, спектральна щільність $S(f)$ та характеристична функція визначається формулами:

$$m = \lambda a_1 \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) dt;$$

$$R(\tau) = \lambda a_2 \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) h(t + \tau) dt;$$

$$S(f) = \lambda a_2 |H(f)|^2;$$

$$f(u) = \exp\left\{\lambda \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} [\exp(iuxh(t)) - 1] dt dF_{\alpha}(x)\right\}, \text{ де}$$

a_1, a_2 – перший та другий початкові моменти випадкової величини α_k ;

$F_{\alpha}(x)$ – функція розподілення випадкової величини α_k ;

$H(f)$ – перетворення Фур'є функції $h(t)$.

$$H(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-2\pi f t} h(t) dt \quad [12].$$

4.2. Метод фільтрації

Даний метод полягає в виділенні вузьких ділянок спектру досліджуваного процесу за допомогою пристроїв з вибірковою АЧХ. Основним елементом аналізатора, який дозволяє здійснити цей метод, служить смуговий фільтр з вузькою, в порівнянні з шириною спектру, полосою пропускання.

Спектральна щільність та кореляційна функція пов'язані між собою парою перетворень Фур'є:

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-i2\pi f \tau} d\tau; \quad (4.3)$$

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) e^{i2\pi f \tau} df. \quad (4.4)$$

Виходячи з формул (4.3) та (4.4), можна побудувати оцінку спектральної щільності:

$$\bar{S}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \bar{R}(\tau) e^{-i2\pi f \tau} d\tau, \text{ де}$$

$R(\tau)$ – оцінка кореляційної функції.

Якщо в формулі (4.4) прийняти $\tau = 0$, то отримаємо:

$$R(0) = \sigma^2 = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) df = 2 \int_0^{\infty} S(f) df - \text{середня потужність стаціонарного}$$

випадкового процесу. Якщо спектр процесу обмежений частотами $f_1 = f - \frac{\Delta f}{2}$

та $f_2 = f + \frac{\Delta f}{2}$, то середня потужність в смузі Δf в околицях частоти f :

$$\sigma^2 = 2 \int_{f-\frac{\Delta f}{2}}^{f+\frac{\Delta f}{2}} S(f) df.$$

Виходячи з цього, спектральна щільність може бути представлена виразом:

$$S(f) = \lim_{\Delta f \rightarrow 0} \frac{\sigma^2}{\Delta f}. \quad (4.5)$$

У випадку, коли смуга частот Δf кінцева, але настільки вузька, що спектральну щільність можна вважати постійною в цій смузі, із (4.5) виходить наближена формула:

$$S(f) \approx \frac{\sigma^2}{\Delta f}. \quad (4.6)$$

З формули (4.6) виходить, що спектральну щільність можна визначити, вимірявши середню потужність в відомій вузькій смузі. Отже, пристрій для вимірювання оцінки спектральної щільності даним методом повинен містити систему: лінійний смуговий фільтр з вузькою смугою пропускання Δf , квадратний детектор, пристрій усереднення, пристрій реєстрації (рис.4.1.).

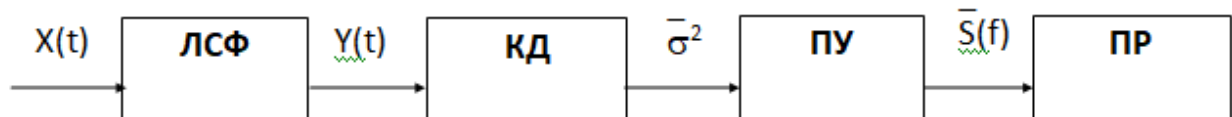


Рис.4.1. Функціональна схема вимірювача спектральної щільності методом фільтрації:

ЛСФ – лінійний смуговий фільтр; КД – квадратичний детектор;

ПУ – пристрій усереднення; ПР – пристрій реєстрації

Нехай вимірюваний процес розглядається на інтервалі $[0;T)$.

$$X_T(t) = X(t)E(t)E(T-t);$$

$$h_+(t) = h(t)E(t), \text{ де}$$

$h(t)$ – імпульсна перехідна характеристика лінійного фільтру, $h(t) = 0$ при $t < 0$.

$$Y(t) = X_T(t) \otimes h_+(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h_+(t-z)X_T(z)dz = \int_{-\infty}^{\infty} h(t-z)E(t-z)X(z)E(z)E(T-z)dz. \quad (4.7)$$

З урахуванням властивостей імпульсної перехідної характеристики фільтру $t-z > 0, z > 0$,

$T-z > 0$ зміняться границі інтегрування в формулі (4.7):

$$Y(t) = \int_0^{\min(t; T)} h(t-z) X(z) dz.$$

В практичних задачах $t > T$, щоб встигли відбутись всі перехідні просеці, тоді:

$$\sigma_Y^2 = \frac{1}{T} \int_0^T Y^2(t) dt - m_Y^2;$$

$$S(f) = \frac{\overline{\sigma_Y^2}}{\Delta f} = \frac{1}{T \Delta f} \int_0^T Y^2(t) dt = \frac{1}{T \Delta f} \int_0^T \left[\int_0^{\min(t; T)} h(t-z) X(z) dz \right]^2 dt.$$

Властивості оцінки:

- 1) $M\{S(f)\} = \frac{\sigma_Y^2 + m_Y^2}{\Delta f}$ – оцінка спектральної щільності є зміщеною (не буде зміщеною лише в особливих випадках).

$$\text{Зміщення оцінки: } b_s = \frac{(\Delta f)^2 S^{(2)}(f)}{12}.$$

- 2) $\sigma_s^2 = \frac{S^2(f)}{T \Delta f}$ - оцінка є такою, що відбулась (при $T \rightarrow \infty \quad \sigma_s \rightarrow 0$).

$$\text{Відносна похибка: } \delta^2 = \frac{\sigma_s^2 + b_s^2}{S^2(f)} = \frac{1}{T \Delta f} + \frac{(\Delta f)^4}{144} \left[\frac{S^{(2)}(f)}{S(f)} \right]^2$$

Існує три різновидності побудови аналізаторів спектру (у відповідності зі способами апаратного аналізу спектру за допомогою смугових фільтрів): пристрої одночасного, послідовного та змішаного аналізу. Останній з наведених використовується досить рідко.

Спрощена функціональна схема аналізатора, що здійснює одночасний аналіз спектру, наведена на рис.4.2.

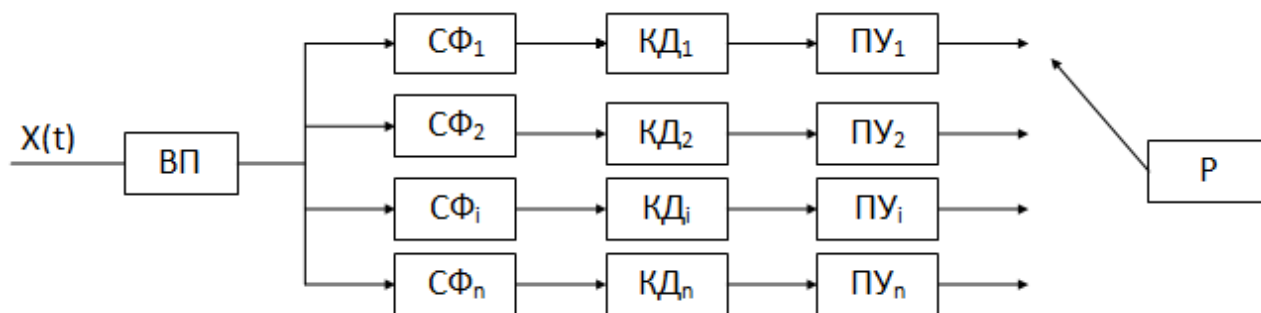


Рис.4.2. Спрощена функціональна схема багатоканального аналізатора спектру:

ВП – вхідний пристрій; СФ – смуговий фільтр; КД – квадратичний детектор;

ПУ – пристрій усереднення; Р – реєстратор

Напруга досліджуваної реалізації $X(t)$ надходить через вхідний пристрій одночасно на n смугових фільтрів, маючих однакові смуги пропускання Δf , але налаштовані на різні частоти f_1, f_2, \dots, f_n . Напруга «вирізаних» ділянок спектру детектується квадратичними детекторами. На виході кожного детектору отримується сигнал, напруга якого пропорційна середній потужності відповідної ділянки спектру, укладеного в смугу Δf . Вихідні сигнали детекторів подаються по чергово за допомогою комутатора на реєстратор.

Перевага даного аналізатору полягає в досить високій швидкості аналізу. Недолік – складність, як наслідок висока вартість апаратури.

Спрощена функціональна схема аналізатора, який здійснює послідовний аналіз, наведена на рис.3.3. Вибірковим пристроєм прибору служить смуговий фільтр з вузькою смугою пропускання та резонансною кривою, близькою по формі до прямокутної. Середня частота смуги f_0 перемикається в заданому діапазоні механічно. На виході фільтру отримуються коливання з вузькою смугою частотного спектру. Після детектування квадратичним детектором та усереднень напруга подається на пристрій реєстрації.

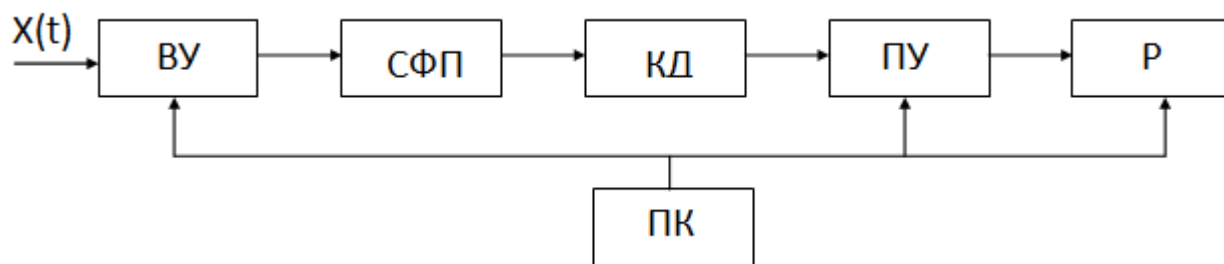


Рис.4.3. Спрощена функціональна схема послідовного аналізатора спектру:

СФП – смуговий фільтр що перебудовується; ПК – пристрій керування

Найбільш поширені аналізатори, у яких з ціллю перебудування в широкому діапазоні частот дещо видозмінений спосіб аналізу: замість того, щоб перемістити середню частоту смугового по шкалі частот відносно нерухомого спектру, здійснюють переміщення спектру досліджуваного процесу відносно фіксованої середньої частоти фільтру. При цьому виходить послідовний збіг окремих ділянок спектру зі смугою пропускання фільтру внаслідок відносного їх переміщення по шкалі частот. Подібне видозмінення способу аналізу, яке досягається гетеродинним перетворенням частоти, значно спрощує задачу отримання досить низької смуги пропускання вибіркового пристрою. Спрощена функціональна схема аналізатора, побудованого по даному принципу наведена на рис.4.4.

Варто відмітити, що гетеродинні аналізатори спектру використовуються не тільки для аналізу високочастотних процесів, але й низькочастотних. В останньому випадку функцію вибіркового пристрою виконує фільтр нижніх частот (а не смуговий фільтр) [14].

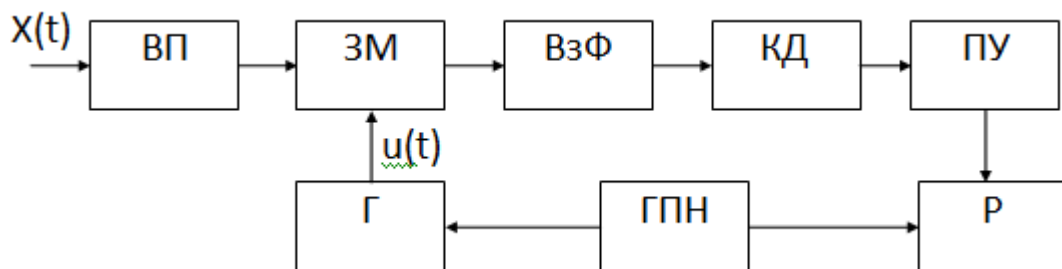


Рис.4.4. Спрощена функціональна схема аналізатора спектру з гетеродинним перетворювачем частоти:

ЗМ – змішувач; ВЗФ – вузько-смуговий фільтр; Г – гетеродин;

ГПН – генератор пилоподібної напруги

Напруга досліджуваної реалізації $X(t)$ змішується в змішувачі з напругою $u(t) = U_m \sin 2\pi f_r t$ гетеродина, яка має постійну амплітуду у всьому діапазоні перебудови гетеродина по частоті. Напруга на виході змішувача являє собою суму напруг комбінованих частот. Вузько-смуговий фільтр виділяє вузьку

ділянку спектру цієї напруги. Якщо це смуговий фільтр із середньою частотою f_0 та смугою пропускання Δf , то виділяється ділянка спектру шириною Δf , для складових якої виконується умова $f - f_r = f_0 \pm \frac{\Delta f}{2}$. У випадку використання фільтру нижніх частот з частотою зрізу F_3 «вирізається» ділянка спектру шириною $f - f_r = F_3$. Після квадратичного детектування та усереднення отримується сигнал, амплітуда якого пропорційна середній потужності ділянки спектру, укладеного в полосі Δf (або F_3). Цей сигнал реєструється пристроєм реєстрації.

Перевагою аналізаторів з послідовним аналізом спектру є відносна простота обладнання. Недоліком – менша швидкість аналізу ніж у аналізатора з одночасним аналізом спектру.

4.3. Метод визначення спектральної щільності по перетворенню Фур'є

Будемо вважати, що ми маємо стаціонарний у вузькому сенсі випадковий процес $X(t)$, який заданий на інтервалі $[0; T]$. Задача полягає в тому, щоб отримати формулу для оцінки спектральної щільності.

$$S_T(f) = \int_{-T}^T \bar{R}(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau, \quad (4.8)$$

де $\bar{R}(\tau)$ – оцінка кореляційної функції.

$$\text{Для початкового процесу } R_0(\tau) = \frac{1}{T-|\tau|} \int_0^{T-|\tau|} X(t) X(t+|\tau|) dt, \quad \tau \in [-T; T].$$

$$\bar{R}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^{T-|\tau|} X(t) X(t+|\tau|) dt.$$

$$\text{Отже, } \bar{R}(\tau) = \left(1 - \frac{|\tau|}{T}\right) R_0(\tau).$$

В загальному випадку $R_w(\tau) = w_R(\tau) R_0(\tau)$, де $w_R(\tau)$ – деяка функція, яка повинна задовольняти властивостям нормованої кореляційної функції.

В даному випадку оцінка спектральної щільності здійснюється по алгоритму:

- 1) Оцінити кореляційну функцію $R(\tau)$;
- 2) Здійснити перетворення Фур'є.

Незалежно від того, виконується згортка цифровим або аналоговим методами, обрахунок відбувається досить повільно. Щоб прискорити обрахування, перетворимо формулу (4.8). Для цього введемо процес

$$X(t) = X(t)E(t)E(T-t).$$

Тоді:

$$\bar{S}_T(f) = \int_{-T}^T \bar{R}(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} \bar{R}(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \dot{X}(t) \dot{X}_T(t+\tau) e^{-i2\pi f\tau} dt d\tau. \quad (4.9)$$

Виконаємо заміну змінних в (4.9): $t_1 = t$; $t_2 = t+\tau$; $\tau = t_2 - t_1$; $dt_1 = dt$; $dt_2 = d\tau$. Тоді формула (4.9) набуває вигляду:

$$\bar{S}_T(f) = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} \dot{X}_T(t_1) e^{+i2\pi f t_1} dt_1 \int_{-\infty}^{\infty} \dot{X}(t_2) e^{-i2\pi f t_2} dt_2.$$

$$\text{Отже, } \bar{S}_T(f) = \frac{1}{T} \left| \int_0^T \dot{X}(t) e^{-i2\pi f t} dt \right|^2. \quad (4.10)$$

Отримана оцінка (4.10) називається періодограмою. В даному випадку оцінка спектральної щільності здійснюється по алгоритму:

$$1) \text{ Здійснюється перетворення Фур'є реалізації } g_k(f) = \int_0^T x_k(t) e^{-i2\pi f t} dt,$$

де $x_k(t)$ – k -а реалізація процесу.

2) Здійснюється зведення модуля в квадрат – отримуємо $S_T(f)$.

Щоб періодограма могла бути використана в якості оцінки, необхідно виконати умови $S_T(f) \rightarrow S(f)$ при $T \rightarrow \infty$ та при цьому ця оцінка повинна бути незміщеною та мати мінімальну дисперсію.

Властивості оцінки:

$$1) M\{\bar{S}_T(f)\} = \int_{-T}^T M\{\bar{R}(\tau)\} e^{-i2\pi f\tau} d\tau = \int_{-T}^T \left(1 - \frac{|\tau|}{T}\right) R_x(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau \neq S_x(f) \quad - \text{ оцінка}$$

зміщена (маємо систематичну похибку);

$$2) \lim_{T \rightarrow \infty} D\{\bar{S}_T(f)\} = \begin{cases} 2S_x(f), & f = 0 \\ S^2(f), & f \neq 0 \end{cases} \quad - \text{ оцінка не є такою, що відбулась.}$$

Щоб зробити оцінку прийнятною, такою що відбулась, необхідно здійснити згладжування оцінки. В справжній час найбільш поширені 2 види згладжування: усереднення періодограми та використання спектральних вікон.

Усереднення періодограм засноване на отриманні оцінки математичного очікування нестационарних процесів. Необхідно усереднити по множині реалізацій $S(f)$. У випадку, якщо досліджуваний випадковий процес $X(t)$ представлений одною реалізацією $x(t)$ на досить тривалому відрізку часу T , то дану реалізацію розбивають на N ділянок тривалістю T_0 . Для кожної ділянки отримують оцінку $S_i(f)$.

$$\text{Тоді } \bar{S}(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \bar{S}_i(f). \quad (4.11)$$

Фактично ми з одної реалізації формуємо N реалізацій. Якщо ж існує можливість отримання набору з N реалізацій, то усереднене здійснюється по цьому набору.

Властивості оцінки (4.11):

1) $M\{\bar{S}(f)\} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M\{S_i(f)\}$ - якщо оцінка була зміщеною, то вона зміщеною й залишиться.

2) $D\{\bar{S}(f)\} = \frac{D\{\bar{S}_T(f)\}}{N} = \frac{S^2(f)}{N}$ - в даному випадку при $N \rightarrow \infty$ оцінка стає такою, що відбулась.

Використання спектральних вікон полягає в наступному:

$$\bar{S}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} W(f-\gamma) \bar{S}_T(f) df, \text{ де } W(f) - \text{вагова функція, яка називається}$$

спектральним вікном.

Основні властивості спектральних вікон [15]:

- | | |
|---|--|
| 1. $\int_{-\infty}^{\infty} W(f) df = 1;$ | 4. $W(f) \leq W(0);$ |
| 2. $W(-f) = W(f);$ | 5. $W(f) \rightarrow 0$ при $f \rightarrow \pm\infty;$ |
| 3. $W(f) \geq 0;$ | 6. $[W(f)] = 1.$ |

4.4. Висновки

1. Серце та кровоносну систему представляємо у вигляді фізичної системи, яка містить джерело енергії, а саме серце, та частки, що беруть участь

в формуванні шумового сигналу. Частки створюють елементарні імпульси, з яких формується шумовий сигнал. Елементарні імпульси можна описати формулою (4.1), а форму елементарних сигналів формулою (4.2).

2. Метод фільтрації полягає в виділенні вузьких ділянок спектру досліджуваного процесу за допомогою пристроїв з вибірковою АЧХ. Основним елементом – аналізатора (смутовий фільтр з вузькою полосою пропускання). За цим методом спектральна щільність може бути представлена формулою (4.5). А на рис.4.2., 4.3. та 4.4. відповідно зображені: спрощена функціональна схема багатоканального аналізатора спектру; спрощена функціональна схема послідовного аналізатора спектру; спрощена функціональна схема аналізатора спектру з гетеродинним перетворювачем частоти.

3. За методом визначення спектральної щільності по перетворенню Фур'є, оцінку спектральної щільності можна отримати використовуючи періодограми або ж спектральні вікна. Незважаючи на спосіб, згідно з цим методом, алгоритм полягає: в оцінці кореляційної функції; здійсненні перетворення Фур'є.

ВИСНОВКИ

У роботі було розглянуто питання вдосконалення одного з методів діагностики серцевих захворювань, а саме – методу фонокардіографії. Результатом якого стала розробка системи статистичної обробки шумів серця. Розроблена система виконує наступні функції: відображення акустичних сигналів та результатів їх обробки на моніторі ПК; автоматичний розрахунок амплітуди, частотних та часових характеристик; проведення аналізу ФКГ та автоматичної інтерпретації результатів; надання підстав для того чи іншого синдромального висновку; порівняння декількох ФКГ та результатів їх аналізу; введення та зберігання лікарського висновку; ведення бази даних результатів та поповнення бази еталонів; друку необхідної інформації про фонокардіографічне дослідження на принтері ПК.

В першому розділі було розглянуто будову серця людини, основні його зони і процеси та явища, що виникають при нормальній та порушеній роботі серця. Також було розглянуто сигнали, що виникають, акустичні та електричні, та особливості їх виникнення. Зважаючи на важливість для цієї роботи саме акустичних сигналів, було досить конкретно описано основні складові акустичних сигналів серця, а також їх характеристики.

В другому розділі було детально розглянуто основні методи дослідження серця, та пристрої, які використовуються для кожного методу. Загалом було описано наступні методи дослідження: електрокардіографія, ехокардіографія та фонокардіографія. Оскільки розроблювана система повинна виконувати статистичну обробку шумів серця, було більш детально розглянуто метод фонокардіографії, об'єктом дослідження якого є саме шуми та акустичні сигнали серця. Був виконаний детальний опис основної інформації щодо методу фонокардіографії, опис приладу за допомогою якого виконується дослідження, особливості проведення дослідження, а саме запису фонокардіограм, а також процесу аналізу отриманих даних.

В третьому розділі було описано призначення та функції розроблюваної системи, показано структурну схему системи, описано головні блоки згідно зі

схемою, розроблено функціональну схему. Також було розглянуто основні функції блоків структурної схеми та вимоги до комплектуючих складових, таких як: датчики, підсилювачі, фільтри, та АЦП. Згідно з цими вимогами було визначено датчики, фільтри та підсилювачі, які підходять найбільше для розроблюваної системи.

В четвертому розділі було описано модель сигналу для системи. Для обраної моделі, яка описує шумові флуктуаційні сигнали, обчислені математичне сподівання, кореляційна функція, спектральна щільність та характеристична функція. Також було описано методи оцінки спектральної щільності – метод фільтрації та метод оцінки спектральної щільності за перетворення Фур'є, розглянуті схеми пристроїв які дають змогу виконувати ці оцінки.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Горшков Ю. Г., Парашин В. Б. Средства ранней диагностики заболеваний сердца «Акустокардиограф». Функциональная диагностика, 2011, №2. с. 77-78.
2. Краснов Л. А. Фонокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине: учеб. пособие/ Л. А. Краснов, В. П. Олейник. // Х. : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьк. авиац. инт». 2013 – 64 с.
3. Кукес В. Г., Маранин В. Ф., Реуцкий И. А. Сивков С. И., Врачебные методы диагностики. // учеб. пособие. – 2006. с. 714.
4. Атьков О. Ю., Балаханова Т. В., Горохова С. Г. Ультразвуковое исследование сердца и сосудов. М., Эксмо, 2009. с. 43-44.
5. Кирсанов А. М. Амплитудно-частотный спектр тонов сердца и его генез: Авто-реф., канд. биолог. наук. – М., 1971. – 18 с.
6. Замотаев И. П., Магазирик Н. А., Водолазский Л. А. и др. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // Клин. Медицина. – 1974. - № 5.
7. Ефремова О. А., Камышникова Л. А., Никитин В. М., Железнова Е. А., Лупанова Е. А., Анохин Д. А. // Диагностика ишемической болезни сердца. // Журнал «Человек и его здоровье». 2014. №1. С. 69-70.
8. Никитин В. М. Структура автоматизированного рабочего места кардиолога / В. М. Никитин, В. В. Ломакин, Д. А. Анохин, И. К. Кайдалова // Саратов. гос. техн. ун-т. 2010. С. 112.
9. Thomas JL, Winther S, Wilson RF. A novel approach to diagnosing coronary artery disease: acoustic detection of coronary turbulence. Int J Cardiovasc Imaging. 2017; p. 129-132.
10. Е. В. Блинова, Т. А. Саханова, Е. С. Юрасова, А. Е. Комлев, Т. Э. Имаев. // Фонокардиография: новые возможности в свете цифровых технологий. Кардиологический вестник, Москва, 2018; 13(2): С. 15-18.

11. Г. М. Алдонин, С. П. Желудько // Системы и устройства в кардиологии. Сибирский фед. ун-т. Красноярск. 2014. с. 79 – 81.
12. Мирский Г.Я. Аппаратурное определение характеристик случайных процессов. Изд. 2-е переработ. и доп., М., “Энергия”, 1972. - 456 с. - це книжка, з якої взяті методи обчислення спектральної щільності.
13. Горовецкая Т.Л. Модели и законы распределения флуатационных сигналов. / Горовецкая Т.Л., Красильников А.И., Чан Х.Д. // Электроника и связь, 2000, вып. 9. - с. 5-12.
14. Печинкин А. В. Теория вероятности: учеб. пособие / Печинкин А.В., Тескин О.И., Цветкова Г.М.// М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2004.- 456 с.
15. Медик В. А. Статистика в медицине и биологии. Том 1: руководство / Медик В.А., Токмачев М.С., Фишман Б.Б.// М.: Медицина, 2000. – 412 с.
16. Специфікація конденсаторного мікрофону Brüel & Kjær 4147 [Електронний ресурс]: <https://www.bksv.com/media/doc/be0089.pdf>
17. Специфікація підсилювача OPA607 [Електронний ресурс]: <https://www.ti.com/product/OPA607?keyMatch=OPA607&tisearch=Search-EN-everything>.
18. Специфікація фільтру MAX296 [Електронний ресурс]: https://symmetron.ua/index.php?route=product/product&product_id=65.
19. Специфікація аналого-цифрового перетворювача ADC3422 [Електронний ресурс]: <https://www.ti.com/product/ADC3422?keyMatch=ADC3422&tisearch=Search-EN-everything&usecase=GPN>.